

Modellering och Simulering av Benmuskulatur Inför Fordonskrock

Kandidatarbete i Tillämpad mekanik

NIKLAS BLOMGREN
ERIK ELIASSON
JOAKIM ERICSON
OSKAR LUNDAHL

Institutionen för Tillämpad mekanik

Avdelningen för Fordonssäkerhet

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige, 2013

Kandidatarbete 2013:08

KANDIDATARBETE 2013:08

Modellering och Simulering av Benmuskulatur Inför Fordonskrock

Kandidatarbete i Tillämpad mekanik

NIKLAS BLOMGREN

ERIK ELIASSON

JOAKIM ERICSON

OSKAR LUNDAHL

Institutionen för Tillämpad mekanik

Avdeleningen för Fordonssäkerhet

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige, 2013

Modellering och Simulering av Benmuskulatur Inför Fordonskrock
Kandidatarbete i Tillämpad mekanik
NIKLAS BLOMGREN
ERIK ELIASSON
JOAKIM ERICSON
OSKAR LUNDAHL

©NIKLAS BLOMGREN, ERIK ELIASSON, JOAKIM ERICSON, OSKAR LUNDAHL, 2013

Kandidatarbete 2013:08
ISSN 1654-4676
Institutionen för Tillämpad mekanik
Avdelningen för Fordonssäkerhet
Chalmers Tekniska Högskola
SE-412 96 Göteborg
Sverige
Telefon: + 46 (0)31-772 1000

Tryckeri/Institutionen för Tillämpad mekanik
Göteborg, Sverige 2013

Förord

Vi vill tacka följande personer som hjälpt oss genomföra detta projekt:

- Doktorand Jóna Marín Ólafsdóttir, vår handledare, för allt stöd och rådgivning hon gett oss. Vi vill också tacka henne för viljan att åsidosätta sitt eget arbete för att korrekturläsa de många utkast vi producerat.
- Doktorand Jonas Östh som har bidragit med sin tekniska expertis om hur modelleringen kan göras på ett fördelaktigt sätt. Vi vill även tacka för den tekniska support och rådgivning han bidragit med.
- Doktor Karin Brolin, vår examinator, för teknisk expertis och rådgivning.
- Kunskapscentrumet SAFER för möjligheten att använda deras lokaler och programvaror samt möjligheten att ta del av forskning och kunskap inom fordonssäkerhet.

Sammandrag

Syfte: Målet med detta projekt var att implementera musklerna på de nedre extremiteterna, i den fullskaliga, virtuella humanmodellen (THUMS) i finita element-programmet LS-Dyna. Modellen ska kunna användas i simuleringar av pre-crash scenarior varför musklerna ska vara aktiva och generera krafter mycket nära verkligheten.

Metod: Projektet fokuserade på de musklerna som styr flexion och extensionsrörelserna i knä- och höftleden. Musklerna modellerades som endimensionella Hill-element som syftar till att vara en god approximation av hur muskler fungerar. Varje muskel modellerades som minst ett Hill-element där muskler med större utbredning delades upp i flera element för att förbättra approximationen med endimensionella element. För att få alla muskler att dra åt rätt håll modifierades knä- och höftled. Muskeldata för hur mycket kraft musklerna genererar erhöles genom att skriva ett program i MATLAB som genererade kurvor för hur kraften varierar beroende på längd och hastighet (s.k. kraft/längd- och kraft/hastighet-kurvor). Simuleringar där endast en muskel åt gången applicerades på THUMS genomfördes för att säkerställa att musklerna genomförde önskad rörelse. För att undersöka om musklerna genererade rätt moment runt lederna för respektive rörelseriktning fästes fjäderelement i skelettet från vilka kraften, och därmed momentet, senare avlästes. Detta jämfördes mot tidigare studiers resultat för hur mycket moment och kraft musklerna genererar runt lederna respektive mot bilgolvet.

Resultat: Simuleringar av enskilda muskelement visade att samtliga 15 modellerade muskler utförde förväntade rörelser. Simuleringen visar tydlig att musklernas aktivering gör att modellen pressar fötterna framåt och snett nedåt likt den förväntade rörelsen vid nödbromsning. Musklerna har verifierats till att generera rätt moment, i respektive rörelseriktning, i positioner nära ursprungspositionen. Men desto större avvikelser är från ursprungspositionen, desto större blir felet mot det förväntade momentet. Kraften som modellen genererar mot ett fiktivt bilgolv är likt vad som förväntas vid jämförelse med tidigare studier.

Slutsats: Humanmodellen THUMS lämpar sig för modellering enligt Hill-modellen av aktiv muskulatur i de nedre extremiteterna. Muskelementen som implementerats fungerar och genererar rätt moment vid små vinkeländring. Med detta resultat uppskattas musklernas infästningar och utbredning vara rimligt approximerade. Projektets syfte med att implementera fungerande, aktiva muskler på humanmodellen är uppfyllt.

Nyckelord: Muskelmodellering; Nedre extremiteterna; Humanmodell; THUMS; Muskelaktivering; Finita element

Abstract

Objective: The aim of this project was to implement muscles in the lower extremities of a full-scale virtual human body model (THUMS), using the finite element program LS-Dyna. The model should be suited for simulations of pre-crash scenarios and therefore the muscles need to be active and able to generate forces similar to those in reality.

Method: The project focused on muscles used for the flexion and extension movement of the knee and hip joints. The muscles were modeled as one-dimensional Hill-elements. Each muscle was modeled with at least one Hill-element but some, primarily muscles with bigger spread and broad attachments, were divided into several elements to make the approximation with one-dimensional elements better. Modifications were made to the knee and hip joints to enable correct flexion/extension motions. Data describing the forces muscles generate were acquired by writing a MATLAB-program which produced curves showing the relation between muscle -force-length and -force-velocity. Simulations with single muscles implemented in THUMS were carried out to ensure that each muscle contribute to intended movement. The moments generated by the active muscles around the knee and hip joints were measured and compared to experimental data. Measurements of the force exerted by the legs in a simulated emergency braking situation were compared to volunteer data to verify the model response in a pre-crash scenario is correct.

Results: Simulations with single muscles showed that all 15 muscles performed the intended movement. In all movements studied the muscles generated the expected moment if the legs were in a position close to the initial state. The simulations showed that when all muscles are activated, the model pushed the feet forward and downwards very similar to the movement expected during bracing. The force that the model applied to the car floor was approximately the force applied by volunteers documented in previous studies.

Conclusions: The implemented muscle elements generated the expected joint moments in a position close to the initial state. These results indicate that the model simplifications made were acceptable. The human body model THUMS with active Hill-type muscles in the lower extremities is suited for pre-crash simulations of the bracing occupant.

Keywords: Muscle modeling; Lower extremities; Human body model; THUMS; Muscle activation; Finite element

Förkortningar

CE - Contractile element

EMG - Electromyography

HBM - Human Body Model

PCSA - Physiological Cross-Sectional Area

PE - Parallel Elastic element

SAFER - Vehicle and Traffic Safety Centre at Chalmers

SE - Series Elastic element

THUMS - Total Human Model for Safety (1)

Beteckningar

α - pennationsvinkel

C_{leng} - f_v konstant för övergången mellan koncentrisk och excentrisk rörelse

C_{mvl} - f_v konstant för den excentriska assymptoten

C_{short} - f_v konstant för koncentrisk förkortning

C_{pe} - PE konstant

D - PE dämpning

f_v - kontraherande elementets kraft/hastighet-relation

f_l - kontraherande elementets kraft/längd-relation

F^M - muskelkraft

F^T - resulterande muskelkraft efter hänseende tagits till pennationsvinkel

F_{max} - maximal isometrisk kraft

l^M - muskelfiberlängd

l^T - senlängd

l_α^M - muskelns bidrag till muskel-sena-längden

l^{MT} - muskel-sena-längd

l_{opt} - optimal muskellängd

$N_a(t)$ - muskelns aktiveringsnivå

PE_{max} - PE töjning vid σ_{max}

V - muskelns kontraktionshastighet

V_{max} - muskelns maximala kontraktionshastighet

σ_c - kontraherande spänning

σ_{max} - muskelns maximala isometriska spänning

σ_{pe} - spänningen i det passiva elementet

Ordlista

Ben

Femur - Lårbenet

Femoris - Benämningen för muskler relaterade till Femur

Tibia - Smalbenet

Tibialis - Benämningen för muskler relaterade till Tibia

Fibula - Vadbenet

Fibularis - Benämningen för muskler relaterade till Fibula

Pelvis - Bäckbenet

Patella - Knäskål

Relativ storlek

Maximus - Störst

Medius - Medel

Minimus - Minst

Longus - Lång

Brevis - Kort

Magnus - Stor

Major - Större

Minor - Mindre

Vastus - Enorm

Rörelser

Flexor - Minskar leds vinkel

Extensor - Ökar leds vinkel

Abductor - Rör ben ifrån mittlinje

Adductor - Rör ben närmare mittlinje

External - Roterar ut från mittlinje

Internal - Roterar in mot mittlinje

Antal ursprungliga fästpunketer via senor

Biceps - Två

Triceps - Tre

Quadriceps - Fyra

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Syfte	1
1.2	Avgränsningar	1
1.3	Tidigare arbete på avdelningen för fordonssäkerhet vid Chalmers	2
1.4	Benmuskler som aktiveras vid bilkörning:	2
2	Teori	5
2.1	Introduktion till biomekanik	5
2.1.1	Muskler och sensor	5
2.1.2	Leder och rörelser	6
2.2	Introduktion till muskelmodellering	8
2.2.1	Modelleringsmetoder	8
2.2.2	Tidigare modelleringsarbeten	9
2.2.3	Hill-modellen	10
2.2.4	THUMS-modellen	13
2.2.5	LS-Dyna	14
3	Metod	15
3.1	Reducering av THUMS	15
3.2	Modellredigering	15
3.2.1	Knä	15
3.2.2	Höft	17
3.2.3	Ankel	18
3.2.4	Material	18
3.3	Muskelimplementering	18
3.3.1	Element	18
3.3.2	Material	18
3.3.3	Muskelfästen	18
3.3.4	Muskeldata	20
3.4	Simulering	25
3.4.1	Rörelsetest	25
3.4.2	Validering	26
4	Resultat	29
4.1	Modellegenskaper	29
4.2	Validering	30
5	Diskussion	33
5.1	Avgränsningar	33
5.2	Modellredigering/Modellegenskaper	33
5.2.1	Knä/Höft	33
5.2.2	Material	34
5.3	Muskelimplementering	34
5.3.1	Musklernas utbredning och placering	34
5.3.2	Muskeldata	34
5.4	Simuleringar	35
5.5	Jämförelse mot experimentdata	36
5.6	Förbättringsmöjligheter	37
6	Slutsats	39

1 Inledning

I Sverige sker det årligen ca 56 000 trafikolyckor varav ca 440 med dödlig utgång (2). Detta är, i internationell jämförelse, bra statistik men det är långt ifrån nollvisionen som Trafikverket har satt. Varje år kostar trafikolyckor samhället ca 21 miljarder SEK (inklusive transporter, sjukhuskostnader, sjukförsäkring, bortfall av skatteintäkter m.m.) (2).

I många år har kadaver använts för att bestämma kroppens biomekanik, vilket legat till grund för utformningen av krockdockor. Krockdockor används vid krocktester för att kunna förutspå och förhindra skador på förare och passagerare i fordon. Detta är en testmetod som kräver stora resurser och har stora begränsningar när flera olika krockscenarion ska testas.

Vid en krock aktiveras muskler olika beroende på om föraren är medveten eller omedveten om krocken, en faktor som är svår att implementera i krockdockor. Detta har lett till utvecklandet av humanmodeller, virtuella krockdockor, med muskler som kan generera kraft och därmed ge mer realistiska resultat. Studier har visat att musklernas aktivitet innan en kollision påverkar hur stora skador som uppkommer och vid vilka krafter som benbrott kan ske (3). Skador som uppkommer på de nedre delarna av kroppen är sällan livshotande, men stora sjukvårdskostnader krävs från samhället om skador uppstår (4). Vid stora parameterstudier av skyddssystem har humanmodellerna medfört ett effektivare och mer kostnadseffektivt sätt att utveckla och implementera rätt skyddsåtgärder i fordon (5). Kvalitativa simuleringar med humanmodeller som beter sig som människor är därför ett viktigt verktyg vid utvecklingen av nya skyddssystem.

Den befintliga humanmodell som används vid krocksimulering på avdelningen för fordonssäkerhet på Chalmers har muskler i överkroppen men saknar muskler från midjan och nedåt. Arbetet med att implementera musklerna på humanmodellens nedre extremiteter har lagts på detta kandidatprojekt som genomförs under våren 2013.

1.1 Syfte

Syftet med arbetet är att kartlägga vilka muskler i de nedre extremiteterna som aktiveras vid nödbromsning samt modellera och applicera dessa på humanmodellen THUMS. Modellen skall vid projektets slut kunna positionera de nedre extremiteterna på ett realistiskt sätt inför en krock. Den skall även kunna användas vid framtida simuleringar av fordonskrocker i LS-Dyna (6) och ge ett tillförlitligt resultat.

1.2 Avgränsningar

Projektet avgränsar sig till att studera de nedre extremiteterna, från höften till vristen. Muskler och senor i detta område kommer att studeras, utvärderas och modelleras. Foten kommer behandlas som en fix platta som är låst till en specificerad vinkel. Foten kommer inte utrustas med några modellerade muskler då modelleringen av alla muskler i foten skulle bli mycket komplex, samtidigt som de i nuläget inte anses bidra i någon större utsträckning till resultatet.

Då arbetet består av många komponenter och säkerligen kan vidareutvecklas långt över tidsrymden för detta projekt avgränsar gruppen sig till att i första hand jobba med modelleringsarbetet av musklerna. Studier för att ta reda på vilka muskler som är viktiga kommer att genomföras. Experimentella studier utelämnas från detta arbete.

Projektet avgränsas till att använda programvarorna, LS-Dyna och LS-Prepost. De modellerade musklerna kommer att konstrueras för humanmodellen THUMS som i dagsläget används. THUMS-modellen är baserad på 50-percentilsmannen med en vikt av 77 kg och en längd på 175 cm (1) och annan fysiologi kommer därav ej att studeras.

Benrörelser som primärt ska undersökas är extensions- och flexionsrörelser då dessa är ansvariga för muskelrörelser vid bilkörning. De muskler som skall modelleras kommer i första hand begränsas till följande muskler och kan ses i Appendix 1:

- Adductor magnus
- Adductor longus
- Biceps femoris
- Gastrocnemius
- Gluteus maximus
- Iliacus
- Pectineus
- Psoas major
- Rectus femoris
- Sartorius
- Semimembranosus
- Semitendinosus
- Vastus intermedus
- Vastus lateralis
- Vastus medialis

1.3 Tidigare arbete på avdelningen för fordonssäkerhet vid Chalmers

Avdelningen för fordonssäkerhet vid institutionen för tillämpad mekanik på Chalmers Tekniska Högskola har sedan 2010, i samarbete SAFER, producerat ett antal artiklar som behandlar modellering av det muskuloskeletal systemet (7) (8) (9). Målet med dessa arbeten har varit att utveckla och utvärdera en metod för att modellera aktiv muskelrespons i en HBM (Human Body Modell). De har, vid tidpunkten då detta projekt startade, lyckats implementera muskler i ryggen, nacken, magen och de övre extremiteterna till THUMS-modellen. De har även utvecklat ett reglersystem som med hjälp av aktiv återkoppling kan reglera aktiveringen av de enskilda musklerna. Regleringen gör det möjligt för modellen att sitta i en upprätt position även då krafter verkar på den, till exempel under en inbromsning. Att aktivt förändra muskelaktiviteten, istället för att statistiskt sätta ett värde, gör det möjligt att få modellen att agera mycket nära de resultat som registrerats vid experiment på människor (9).

Muskeln som har modellerats av Östh et al. (7) (9) har skapats efter Hill modellen. Varje muskel har getts ett ursprung och ett fäste som sitter direkt på skelettet. Detta gör att musklerna saknar den mellanliggande senan som kopplar dem till skelettet och därmed blir längre än vad de är i verkligheten. Eftersom längden utgör en stor faktor när den kraft som muskeln kan generera ska beräknas så modifieras kraft/längd-kurvorna med en skalfaktor. Anledningen till att Östh et al. har undvikit senan i modelleringen är att den dels komplicerar modellen men även att den kan ge upphov till numeriska fel i simuleringen. Senan gör att risken för små vibrationer på enskilda noder ökar och LS-Dyna har svårt att hantera detta. Resultatet kan bli att muskeln beter sig på ett orimligt sätt och att brus uppstår i kraftkurvan.

1.4 Benmuskler som aktiveras vid bilkörning:

Vid bilkörning aktiveras olika muskler i benen för att kontrollera gas- och bromspedalerna. Studier som visar vilka muskler som aktiveras vid normal bilkörning och vid inbromsningsförlopp har gjorts tidigare med hjälp av utrustning som mäter musklernas elektromagnetiska impulser (10).

I experimenten mätte EMG-sensorer musklernas aktivitet vid normal bilkörning och vid kraftig inbromsning. Där kontrollerades även förarens sittställning och hur den förändrades när föraren tvingades att bromsa kraftigt (11). Som tidigare nämnts kan föraren antingen vara helt oförberedd på krocken och därmed inte spänna musklerna mer än vid normal bilkörning. Alternativt så har föraren hunnit uppfatta faran och spänner instinktivt musklerna i kroppen. Det finns även en möjlighet att föraren genomför en instinktiv manöver för

att undvika krocken men detta sker företrädesvis vid låga hastigheter.

Studien utförd av Behr et al. (11) genomförde både en simulerad nödbromsning och en verklig nödbromsning med en riktigt bil. Vid det verkliga bromstestet blev testpersonerna instruerade att köra en bil i 70 km/h förbi två skärmar. Vid slumpmässiga körningar så slängdes en boll ut framför bilen strax innan man passerade skärmarna. Föraren skulle då nödbromsa utan att svänga bort från sin körriktning. Resultatet av studien visade att sittställningen för underdelen av kroppen beror på fyra olika vinklar. Höftens flexning, lårbenets vinkel mot sätet, knäets flexning och vristens flexning, se figur 1. Vid kraftiga inbromsningar blev resultatet att benet sträcks ut samtidigt som höften skjuts lite framåt och foten vinklas ned mot pedalen. Exakta vinkeländringar redovisas i tabell 1.

Tabell 1: Medelvinklar över sittställning vid normal bilkörning och nödbromsning, standardavikelse inom parenteser (11). Vinklarna definieras som i figur 1.

Vinkel	Normal bilkörning [grader]	Nödbromsning [grader]
Lår mot säte	16(5.3)	13(6.4)
Höftflexion	94(8.7)	96(9.44)
Knäflexion	60 (7.5)	56(9.5)
Vristflexion	13 (7.0)	13(7.28)

Höftextension styr rörelsen som ändrar vinkeln mellan överkroppen och låren. Musklerna som aktiveras är huvudsakligen gluteus maximus och biceps femoris (12). Här visar ovan nämnda studier att vinkeln ökar (se figur 1 för korrekt vinkelangivelse) och därmed utförs en extensorrörelse i höften. Denna rörelse gör att låren pressas ner mot sättet och delvis trycker upp höften.

Knä-extension är rörelsen som för tibia i linje med femur. Vinkeln för knäet, se figur 1, minskas vid bromsningen och därmed aktiveras extensor-musklerna i knäet. Musklerna som aktiveras är huvudsakligen rectus femoris och vastus lateralis (12). Denna rörelse gör att benet sträcks ut och trycker hela foten och hälen mot golvet.

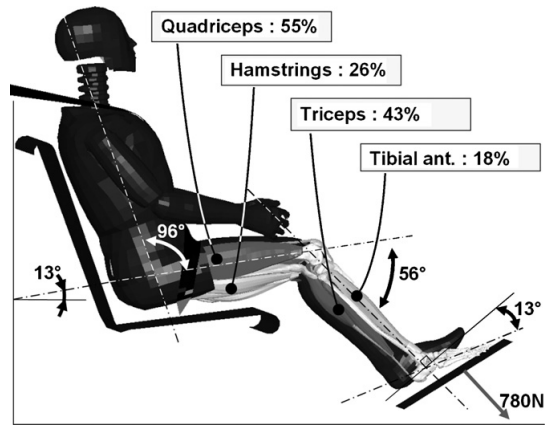
Vristflexningens vinkel ändras när föraren gasar och bromsar. Vid dessa situationer aktiveras gastrocnemius och soleus (12). Vristflexningen vinklar foten och därmed pressar bromspedalen mot golvet. Det är viktigt att notera att musklerna som är aktiva vid normal körning i dessa tester kan variera beroende på hur mycket föraren gasar i de olika undersökningarna (11). Om föraren inte gasar vid normal bilkörning blir vinkeländringen större än om föraren gasar mycket.

I studien av Behr et al. (11) mättes aktiveringsnivån med EMG-sensorer och fem olika muskler testades. Vid inbromsning mättes hur stor muskelaktivitet som genererades, i procent av maximal aktiveringsnivå. Undersökningen kom fram till aktiveringsnivåerna som presenteras i tabell 2.

Tabell 2: Aktiveringsnivåer för utvalda muskler vid kraftig inbromsning, standardavikelse inom parenteser(11)

Muskler	Kraftig inbromsning (%)
Vastus lateralis	54(21)
Rectus femoris	57(29)
Biceps femoris	26(12)
Gastrocnemius	43(22)
Tibialis anterior	19(9)

Genom en kombination av dessa aktiveringsnivåer och tidigare visade resultat i vinkeländring drar Behr et al. slutsatsen att vid en kraftig nödbromsning påverkas förarens position och muskelaktivitet enligt figur 1 (11).



Figur 1: Figuren visar muskelgruppers aktiveringsnivåer vid nödbromsning och vinklar mellan kroppen och sätet. Vastus lateralis och rectus femoris utgör huvuddelen av quadriceps. Biceps femoris representeras i hamstrings och gastrocnemius i triceps(11).

Studien registrerade även vilken kraft som föraren genererade mot pedalerna under nödbromsningen. I det verkliga scenariot dokumenterades ett medelvärde på 778N ($s=27.9N$), där s är standardavvikelsen. Studiens minsta värde blev 258N och dess maximala värde 1220N.

2 Teori

2.1 Introduktion till biomekanik

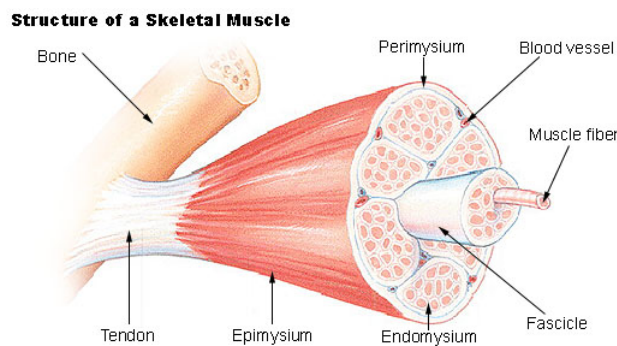
Följande avsnitt går igenom kroppens biomekanik i de nedre extremiteterna samt hur muskler och senor fungerar i allmänhet. Detta avsnitt ses som grund för att förstå det modelleringsavsnitt som behandlas längre fram i rapporten.

2.1.1 Muskler och senor

Kroppens rörelser sker med hjälp av kontraherande och relaxerande muskler. Det finns tre typer av muskelvävnad:

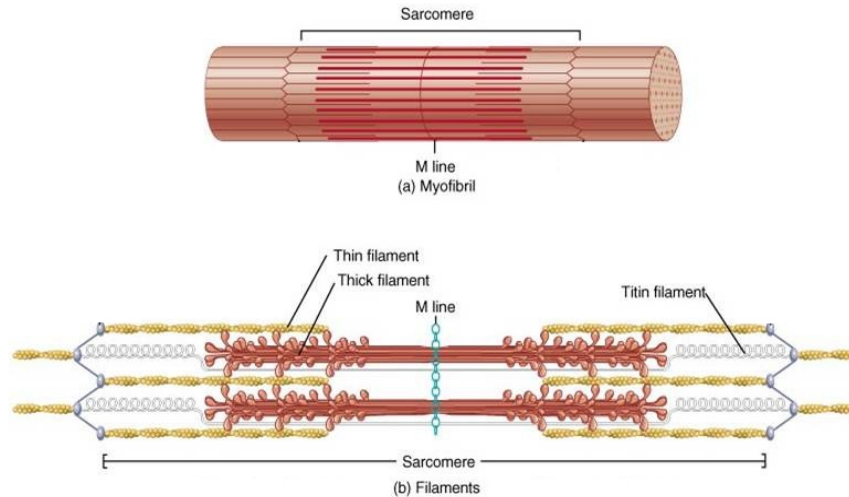
- Muskuloskeletal vävnad används mestadels för att röra benen i kroppen. I de flesta fall aktiveras dessa muskler genom en medveten styrning i nervsystemet men kan även aktiveras omedvetet.
- Hjärtmuskulatur finns enbart i hjärtat. Denna typ av muskler kontraherar och relaxerar omedvetet.
- Glatt muskulatur finns i väggarna inuti kroppens hålrum, exempelvis blodkärl och luftvägar.

Detta projekt kommer enbart arbeta med muskuloskeletal vävnad vilka fäster med hjälp av senor till kroppens skelett. Musklerna är uppbyggda av muskelceller som bildar 10 cm långa fibrer, så kallade muskelfibrer (13), se figur 2.



Figur 2: Muskelns uppbyggnad (13)

Varje muskelcell innehåller ett antal mindre komponenter kallade myofibriler som i sin tur kan delas in i segment, så kallade sarcomerer, se figur 3. Sarcomererna är den aktiva delen i musklerna och det är de som kontraherar respektive relaxerar beroende på vilken nervsignal de mottar (13).



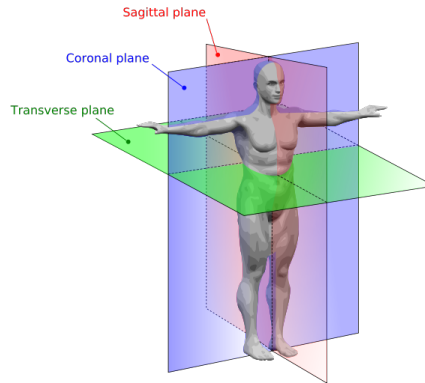
Figur 3: Sarcomerens uppbyggnad (13). (a) visar ett segment av en myofibril. (b) visar hur filament bygger upp en sarcomer. På bilderna visas M-linjen (M line) som är sarcomerens symmetrilinje, tunna filament (Thin filament, 16nm i diameter), tjocka filament (Thick filament, 8nm i diameter) samt titin filament (Titin filament).

Muskler kan enbart kontrahera och relaxera, vilket betyder att de enbart kan generera kraft eller moment i en riktning. De flesta muskler har därför en antagonist som genomför rörelsen i motsatt riktningen. Då en muskel kontraherar så kommer dess antagonist att relaxera för att underlätta rörelsen. När muskeln tar emot en signal om att kontrahera så kommer de tjocka filamenten i sarcomeren börja dra de tunnare filamenten närmare M-linjen, se figur 3, vilket gör sarcomeren något kortare. Sarcomeren förkortas inte mycket i förhållande till muskelfibers totala längd men då antalet sarcomerer i en muskelfiber är stort så kommer den totala kontraktionen bli desto större. När en signal om relaxation når muskeln så kommer de tjocka filamenten att släppa taget om de smalare och låta dessa öka sitt avstånd från M-linjen. Om avståndet når en viss gräns så kommer titinfilamentens fjäderfunktion slå in och generera en passivkraft mot relaxationen. Detta avstånd varierar för respektive muskel. Muskelns styrka beror på antalet muskelfibrer som kontraherar samtidigt vilket ger större muskler potentialen att generera mer kraft (13).

Senor kallas delen som är fäst mellan muskeln och benet. Kännetecknande för senor är att de är väldigt starka och motståndskraftiga för dragande krafter men ändå flexibla (13). Senorna i sig kan inte generera någon kraft utan fungerar som kraftöverförare mellan muskeln och skelettet.

2.1.2 Leder och rörelser

Kroppens rörelseförmåga bestäms av frihetsgrader och begränsningar i lederna. Rörelser brukar beskrivas utgående från tre plan, se figur 4. Dessa plan används genomgående för att beskriva leders respektive rörelseförmåga. Det sagitala planet delar kroppen i en vänster och en höger del som är symmetriska sett framifrån. Rörelser som sker längs detta plan sker med andra ord framåt eller bakåt och kallas flexion eller extension. Riktningen för en flexions- eller extensionsrörelse varierar beroende på i vilken led rörelsen sker. Det coronala planet delar upp kroppen i en framsida och en baksida. Rörelser längs detta plan sker antingen i sidled ut från kroppen, bort från det sagitala planet eller in mot det sagitala planet. I de nedre extremiteterna kallas en rörelse mot det sagitala planet för adduction medan en rörelse från det sagitala planet kallas abduction. Det transversa planet delar kroppen i en övre och nedre del. Rörelser längs detta planet brukar beskrivas som rotationer mot eller från det sagitala planet. En rotation mot det sagitala planet kallas internal medan en rotation utåt från det sagitala planet kallas för external (14).



Figur 4: Sagitala, coronala och transversa rörelseplanen som delar kroppen (14)

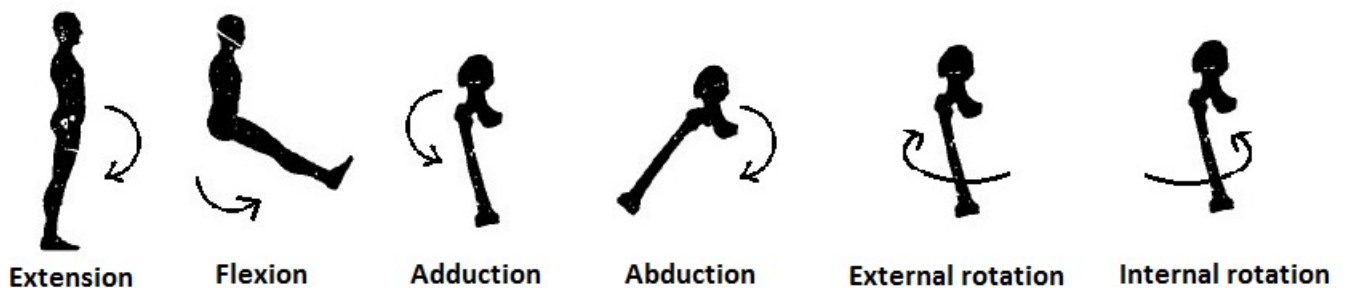
Lederna som finns i de nedre extremiteterna:

- Knäet är leden som bestämmer vilka rörelser som smalbenet, i förhållande till lårbenet, kan göra. Knäets huvudsakliga rörelse sker längs med det sagitala planet då rörelseförmågan i det coronala och transversa planet är begränsade. Flexions- och extensions-rörelsen längs det sagitala planet är begränsad till 140 respektive 0 grader (14), se figur 5.



Figur 5: Rörelseriktningar för knäleden (15)

- Höften är den största och mest stabila leden i kroppen. Den är uppbyggd av en kulle, med andra ord en kulle och ett hålrum i vilken kulle glider runt. Detta ger höften stor rörelsefrihet, se figur 6. Maximal vinkel för höftens olika rörelseriktningar kan ses i tabell 3 nedan där nollvinkeln ges då personen står upprätt. (14)

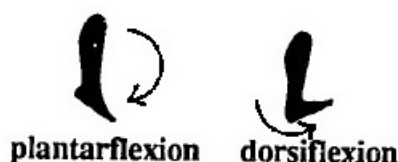


Figur 6: Rörelseriktningar för höftleden (15)

Tabell 3: Maximala vinklar för respektive rörelseriktning i höften (11)

Rörelse	Grader
Flexion	140
Extension	15
Abduction	30
Adduction	25
External rotation	90
Internal rotation	70

- Ankelleden är den led som vinklar foten upp och ner. När tårna trycks ned mot golvet kallas rörelsen plantarflexion och när tårna förs uppåt kallas den dorsiflexion, se figur 7.



Figur 7: Rörelseriktningar för ankelleden (15)

2.2 Introduktion till muskelmodellering

Detta avsnitt behandlar de grundkunskaper som krävs för att förstå arbetet med modellering av de nedre extremiteterna. Kommande underrubriker går därför igenom tidigare modellerings- och simuleringsmetoder samt matematiska modeller.

2.2.1 Modelleringsmetoder

Det har under de senaste femtio åren gjorts flera försök att modellera det muskuloskeletala systemet för att kunna utföra numeriska simuleringar. Yang et al. (16) skriver att dessa i huvudsak kan delas in i tre kategorier:

- Lumpad-massa modeller där tekniker för att lösa rörelseekvationer och differentialekvationer utvecklas av författare eller med subrutiner.
- Länkade modeller där ett begränsat antal delar och leder, med egenskaper som är inbyggda i mjukvaran, används för att utvärdera system och fordonsrespons i ett tidigt utvecklingskede.
- Finita elementmetoder som använder sig av implicita eller explicita lösningsmetoder för att klara stora deformationer och icke-linjära problem.

Hur systemet bör modelleras har dock inget ett givet svar, även om dagens datorer möjliggör användandet av allt mer avancerade numeriska modeller. Att utföra en simulering för ett så stort och komplext system som människokroppen tar lång tid om varje enskild del modelleras så exakt som möjligt. Det gäller därför att hitta en balans mellan förenklingar och precision som i slutändan resulterar i ett tillförlitligt resultat.

Behr et al. (17) skriver i sin artikel att det finns tre nivåer av precision när det kommer till muskelmodellering i biomekaniska sammanhang.

1. Med sfäriska fjäderelement som är lokaliserade i centrum av leden. Den resulterande muskelkraften simuleras då genom att påverka styvheten hos fjädern.

2. 1-D fjäderelement som är insatta mellan varje muskels ursprung och fäste. Även här är muskelaktivitet modellerad genom att påverka fjäderns styvhet.
3. 3-D solida element. I detta fall kan tröghetseffekter, dämpningsegenskaper, inkompressibilitet och gränssnitt mellan olika muskelgrupper implementeras men aktiveringen blir mycket mer komplicerad.

2.2.2 Tidigare modelleringsarbeten

I Behr et al. (17) väljer de att modellera efter en hybrid mellan ovan nämnda alternativ två och alternativ tre. Musklerna modelleras som viskoelastiska 3-D solider riktade efter fibrerna och de har egenskaper som gör det möjligt att förkortas när de aktiveras. Aktiveringsnivån för varje muskel kan även ställas in separat. För att åstadkomma denna modellering ses varje muskel som summan av ett sen-parti, en passiv inkompressibel massa som fungerar som energiabsorberare och ett set av aktionslinjer som möjliggör att aktivt förkorta muskeln för att simulera en kontraktion. Varje sena är modellerad som ett knippe fjäderelement som går från en ursprungsnod på benet till varje nod i änden av 3-D meshen av muskeln. Dessa fjäderelement har ett linjärt elastiskt beteende i drag och en E-modul på 150 MPa. Muskelfibrerna är modellerade som endimensionella reologiska element, kontraktionselement, som går mellan de två senorna. Dessa kontraktionselement är kopplade till noderna i 3-D meshen och fungerar som makroskopiska sarkomerer (den sammandragande enheten som möjliggör muskelkontraktion i kroppen). För att simulera aktuatoren i muskel-sena mekaniken består kontraktionselementen av en serie av två mekaniska komponenter, ett icke-linjärt elastiskt element samt ett aktivt element. Eftersom Behr et al. modellerar musklerna som 3-D solider blir de geometriska variablerna inbyggda i modellen och parametrar som fiberlängd, pennationsvinkel, muskelvolym eller fysiologisk tvärsnittsarea (PCSA) anges automatiskt via musklens geometri istället för i muskelns materialkort. De muskelberoende parametrarna kunde därmed bli reducerade till optimal kraft och optimal längd. En annan fördel med modelleringssättet är att interaktionen mellan närliggande muskler kan studeras. Nackdelen är att komplexiteten ökar kraftigt vilket medför krav på ökad beräkningskraft.

Ett annat sätt att modellera muskler som används i flera artiklar (7) (8) (9) (15) (18) (19) är enligt Hill-modellen (förklarad längre fram i rapporten). Den ovan nämnda artikeln från Behr et al. påpekar att användandet av Hill-modellen kan ses som en variant av det de ser som precisionssteg två. Chang et al. (19) jobbar efter Hill-modellen när de försöker simulera knä-lår-höft skador vid frontalkrock. För att bestämma alla parametrar som är relaterade till musklerna använder de sig av data från Delp (15). För att konstruera musklerna enligt Hill-modellen använder Chang et al. materialsort 156 (*MAT_MUSCLE*) i LS-PrePost. De definierar även de karaktäristiska kurvorna som beskriver kraft/längd och kraft/hastighet förhållandena för musklerna. Dessa krävs för att på ett korrekt sätt kunna ta ut den kraft som muskeln kan generera vid olika positioner och rörelser. Chang et al. har även lagt in en möjlighet att beräkna den aktiverade muskelkraften genom att multiplicera den muskelkraft som är möjlig i en viss position med dess aktiveringsnivå för varje tidssteg. Fördelen med att modellera efter Hill-modellen, enligt Chang et al., är att den är relativt enkel och ändå ger tillförlitliga resultat. Nackdelen är att full hänsyn inte tas till interaktionen som sker mellan olika muskler.

Artikeln av Delp (15) är ett arbete som det ofta refereras till när det gäller muskeldata. Den utkom år 1990 och var ett tidigt försök att modellera de nedre extremiteterna med ett grafiskt och interaktivt användargränssnitt. Målet med arbetet var att skapa ett simuleringsverktyg till kirurger så att de kunde testa hur olika ingrepp i de nedre extremiteterna påverkade muskelstyrkan hos patienten. Programmet skrevs i programspråket C och krävde textbaserade filer med indata för ben, leder och muskler. Även Delp använde sig av Hill-modellen när han beräknade de krafter och moment som musklerna kunde generera i en given position. Delps modellering av en muskel-sena aktuator definierades som en serie punkter sammanbundna med linjesegment. Varje muskel krävde ett minimum av två punkter för att beskriva dess ursprung och fäste. I de fall då en muskel lägger sig runt ett ben vid en viss rörelsevinkel introducerades mellanliggande punkter för att ytterligare begränsa muskelvägen. Detta gjordes för att undvika att en muskel "glider" igenom benet och börjar verka i fel riktning. Linjesegmenten fungerade bra för alla muskler som har ett litet ursprung och fäste men fungerade mindre bra för muskler med stora fästytter. Delp löste detta genom att dela upp dessa

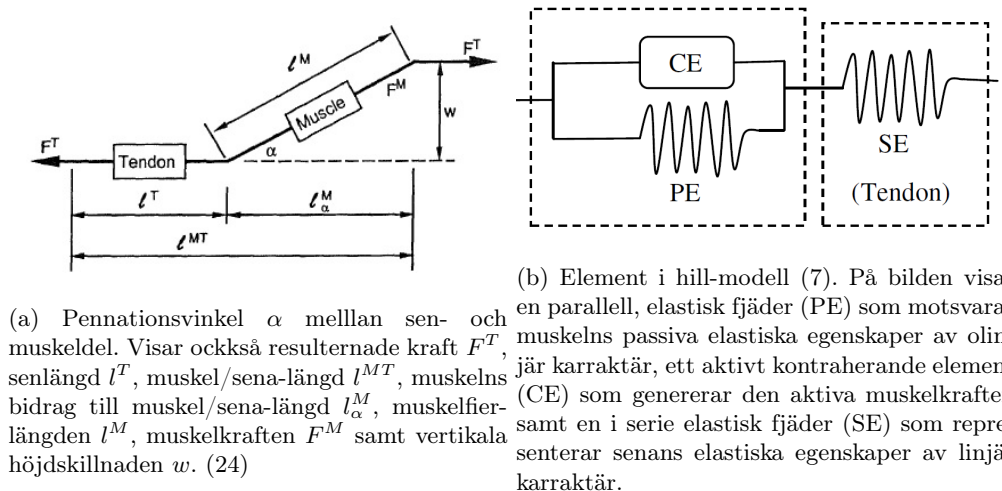
muskler i mindre delar och behandla dessa som enskilda linjesegment. Delp skapade även ett system med förinställda värden för de muskeldata som vanligtvis är identiska för alla muskler i området (till exempel den normaliserade kraft/längd-kurvan). Om en muskel inte definierades med en viss parameter så ärvde den därav dessa egenskaper från den förinställda muskeln.

I arbetet som Arnold et al. (18) skrev 2010 omvärderades muskelparametrarna som angavs i Delps tidigare artikel utifrån 21 nya kadaverstudier. Målet med arbetet var att skapa en ny datormodell utgående från de nya parametervärdena som möjliggör detaljerade studier kring de kraft- och momentgenererande kapaciteterna för muskler i de nedre extremiteterna.

2.2.3 Hill-modellen

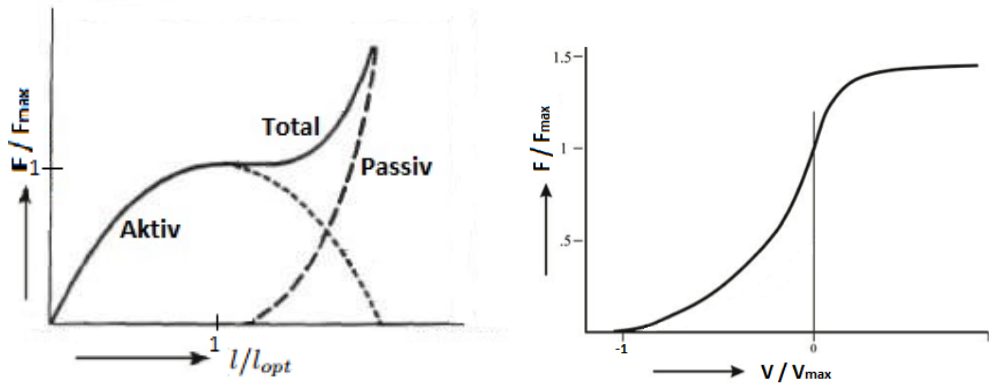
Nästan alla arbeten som syftar till att studera intermuskulär koordination utnyttjar en variant av den klassiska modellen, Hill-modellen, som utvecklats av Hill (20) (21), Wilkie (22) samt Ritchie och Wilkie (23). Denna modell har gett pålitliga resultat över lång tid och har särskilt utmärkt sig vid studier av dynamiska egenskaper där många muskler har modellerats samtidigt (24). Hill-modellen är ett sätt att modellera muskler och senor med aktiva egenskaper. De mekaniska egenskaperna för muskel och sena är uppbyggda av tre element, se figur 8. Muskeln byggs upp av två parallella element medan senan består av ett element i serie med muskelelementet:

- En parallell, elastisk fjäder (PE) som motsvarar muskelns passiva elastiska egenskaper av olinjär karraktär.
- Ett aktivt, kontraherande element (CE) som genererar den aktiva muskelkraften.
- En, i serie, elastisk fjäder (SE) som representerar senans elastiska egenskaper av linjär karraktär.



Figur 8: Uppbyggnad av muskelmodell för Hill-modellen

Kraften, genererad av det aktiva elementet, är en funktion av muskelns aktiveringsnivå, längdförhållande och kontraktionshastighet. Dessa relationer beskrivs utifrån normaliserade muskelspecifika kraft/längd- och kraft/hastighets-kurvor, se figur 9. Som kraft/längd-kurvan visar nås den maximala kraften vid den optimala muskelfiberlängden, kortare eller längre muskelfibrer ger minskad kraft. Kraft/hastighets-kurvan visar att vid förkortning (concentric contraction, $V/V_{max} < 0$) minskar muskelkraften tills maximal förkortningshastighet har uppnåtts. Vid förlängning (eccentric contraction, $V/V_{max} > 0$) ökar istället muskelkraften med ökad hastighet till ett värde över den maximala isometriska kraften.



(a) Kraft/längd-kurvan med bidrag från aktivt element (punktad), passivt element (streckad) samt det totala bidraget (heldraget) (25).

(b) Kraft/hastighets-kurva (25)

Figur 9: Normaliserade kurvor som beskriver genererad kraft i muskel

För att generera dessa kurvor krävs fyra muskelspecifika parametrar:

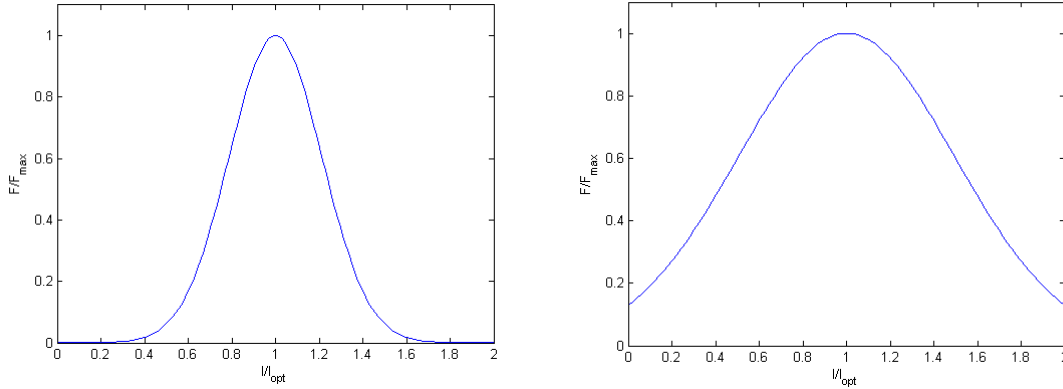
- Maximal aktiv kraft vid isometriskt tillstånd (Peak isometric force)
- Optimal muskelfiberlängd
- Optimal pennationsvinkel mellan muskelfibrer och sena
- Maximal kontraktionshastighet

De matematiska ekvationer som representerar kraft/längd- och kraft/hastighet-kurvorna publicerades av Wittek och Kajzer (26).

Kraft/längd-kurvan:

$$f_L(l) = \exp(-((l/l_{opt} - 1)/C_{sh})^2)$$

Där l är muskelfiberlängden, l_{opt} är den optimala längden för en muskelfiber och C_{sh} är formparametern som representerar det koncentriska kraft/längd-förhållandet för muskeln, $0 < C_{sh} < 1$. Ett högt värde, närmare 1, på formparametern C_{sh} innebär alltså att muskelkraften hos en muskel som sträcks eller komprimeras, inte påverkas i samma utsträckning som om formparametern C_{sh} haft ett lägre värde, närmare 0, se figur 10.



(a) Kurva för muskelaktivering med lågt värde på formparametern, $C_{sh}=0,3$. (b) Kurva för muskelaktivering med högt värde på formparametern, $C_{sh}=0,7$.

Figur 10: Kurvor som beskriver kraft/längd-förhållandet för det aktiva muskelelementet (CE) för olika värden på formparametern C_{sh} .

Kraft/hastighet-kurvan:

$$f_V(V) = \begin{cases} 0 & v \leq -1 \\ (1+v)(1-v/C_{short}) & -1 < v \leq 0 \\ (1+v(C_{mvl}/C_{leng}))/ (1+v/C_{leng}) & v > 0 \end{cases}$$

$$v = V/V_{max}$$

Där v är muskelns förlängnings-/förkortningshastighet normaliserad mot maximala förkortningshastigheten, C_{short} är en formparameter för muskelkontraktion, C_{leng} är en formparameter för muskelförlängning och C_{mvl} är parametern som bestämmer förhållandet mellan kraften under aktiv förlängning mot den isometriska kraften vid full aktivering.

Spänningen som erhålls i det parallella elastiska elementet beräknas enligt:

$$\sigma_{PE}(l) = (\sigma_{max}/(\exp(C_{PE}) - 1))(\exp((C_{PE}/PE_{max})(l/l_{opt} - 1)) - 1)$$

Där C_{PE} är formparametern för kraft/förlängnings-karaktäristiken för det parallella elementet, PE_{max} är förlängningen av det parallella elementet vid F_{max} uttryckt som ett förhållande av l_{fib} (l_{fib} är muskelfiberlängden vid vila) .

Den totala kraften som muskeln genererar är summan av krafterna från det passiva och det aktiva elementet. Då sena och muskel modelleras som en enhet kan en skalfaktor behövas för att rätt kraft/längd-förhållande skall erhållas.

Den optimala längden och den effektiva muskelkraften påverkas också av pennationsvinkeln α , vinkeln mellan sena och muskelfibrer, se figur 8. Detta gör att den resulterande optimala längden l^{MT} och den resulterande kraften F^T kan fås enligt

$$F^T = F^M \cos\alpha,$$

och

$$l^{MT} = l^M \cos\alpha.$$

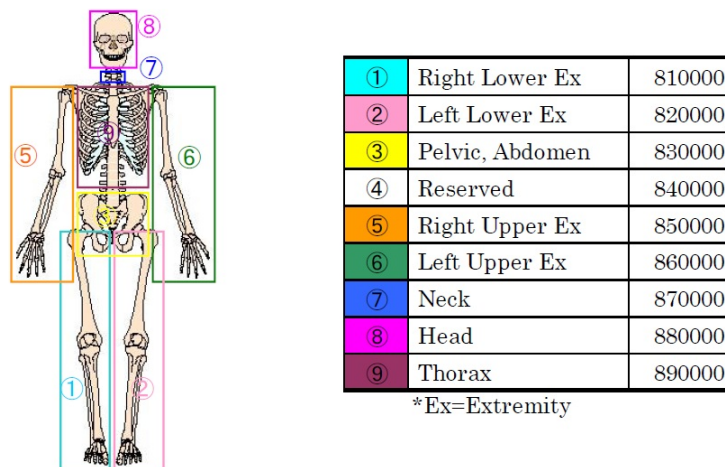
För små pennationsvinklar ($\alpha < 20^\circ$) blir skillnaden såpass liten att vinkeln kan antas vara 0° (24).

2.2.4 THUMS-modellen

Skelettmodellen är en befintlig modell av en människa, HBM (human body model), som i nuläget innefattar skelett och mjuk vävnad men inga aktiva muskler. Modellen är framarbetat av Toyota Motor Corporation (2008) och benämns THUMS AM50. THUMS står för att det är en komplett modell av en människa (Total Human Body Model) och AM50 förklarar att den avser 50 percentilen av en amerikansk vuxen manlig medborgare. Modellen är 175 cm och är konstruerad så att den väger 77kg. Den är uppbyggd av 150 000 element men rapporten kommer enbart behandla elementen som tillhör benen och höften.

Modellen innehåller flera tusen delar och därför görs namngivningen av komponenterna systematiskt. Alla komponenter tilldelas ett nummer med sju siffror där alla siffror har en viss betydelse och en förklaring till hur namngivningssystemet är uppbyggt ges nedan (1).

Id-numret 8170203 ska tolkas på följande sätt: Den första siffran, 8, förklarar att delen ingår i en fullskalig humanmodell. Siffror nummer två i ordningen, 1, förklarar till vilket område på kroppen som delen tillhör. De nedre områdena av kroppen benämns 1,2 och 3 enligt figur 11. För att veta om delen är en muskel, sena, ben eller liknande sätts den tredje siffran från vänster efter detta. Alla delar som är muskler och senor får siffran 7 enligt tabellen i figur 12. Den fjärde och femte siffran bildar ett nummer, 02, som tilldelas en muskel i området. Det finns muskler som är stora och har flera olika fästpunkter. I modelleringen delas därför vissa muskler upp i olika segment. De två sista siffrorna, 03, förklarar vilket muskelsegment som är modellerat. Komponenten med id-nummer 8170203 är alltså det tredje muskelsegmentet av den andra muskeln som är placerad på högerbenet i en fullskalig humanmodell (1).



Figur 11: Indelning av kroppsdelar för THUMS (1)

① Right Lower Ex		② Left Lower Ex		③ Pelvis, Abdomen		
1	Foot Bone	8110000	Foot Bone	8210000	Hip Bone	8310000
2	Tibia	8120000	Tibia	8220000	Sacrum, Coccyges	8320000
3	Fibula	8130000	Fibula	8230000	Lumbar Spine	8330000
4	Patella	8140000	Patella	8240000	Abdomen	8340000
5	Femur	8150000	Femur	8250000	Ligaments	8350000
6	Ligaments	8160000	Ligaments	8260000	Muscles, Tendons	8360000
7	Muscles, Tendons	8170000	Muscles, Tendons	8270000	Skin, Soft Tissues	8370000
8	Skin, Soft Tissues	8180000	Skin, Soft Tissues	8280000		8380000
9		8190000		8290000		8390000

Figur 12: Indelning av kroppselement för THUMS (1)

Varje muskeldel (partID) tilldelas ett materialkort (matID) som beskriver materialegenskaperna för muskeln och ett sektionkort (secID) som bestämmer vilken typ av element som ska användas. Materialkortet och sektionkortet är numrerade på samma sätt som partID.

2.2.5 LS-Dyna

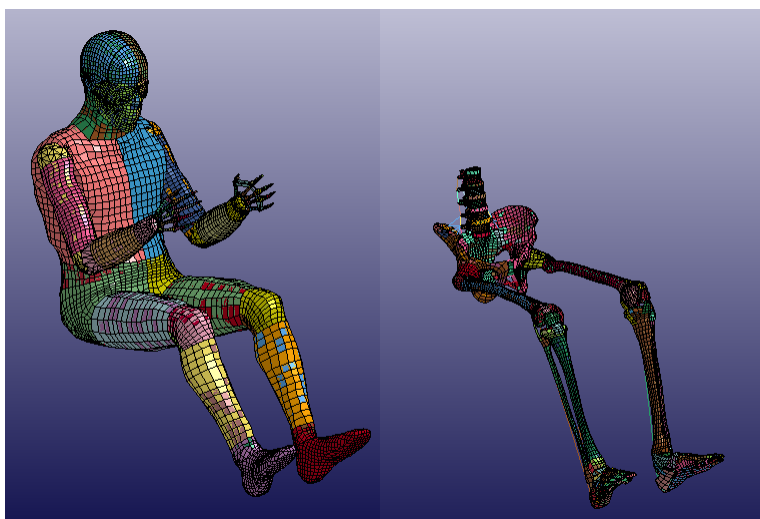
Programvaran LS-Dyna version 971, vilket är ett FEM program för icke linjär dynamisk analys, kan användas för simulering. Programmet är byggt på en gammal teknik som utnyttjade hålkort och kräver därför indata i form av textfiler som är utformade på likande sätt. Detta gör att all modellering och all utdata från simuleringar kan behandlas som textfiler. För att kunna visualisera simuleringar från LS-Dyna används pre-/post-processorn LS-PrePost. Detta program tar indata i form av textfiler och visualiserar dem i en 3D-miljö. Från LS-PrePost kan både modellering och efterbearbetning av simuleringsdata utföras (6).

Fortsättningsvis i detta arbete kommer referenser till key-filer och kort att göras. En key-fil syftar då till en indata-/utdatafil relaterad till LS-PrePost eller LS-Dyna. Ett kort är ett "hålkort" i key-filen som definierar en viss egenskap. En key-fil är följaktligen uppbyggd av flera kort.

3 Metod

3.1 Reducering av THUMS

Den ursprungliga THUMS-modellen är THUMS v3.0 men detta arbete utgår från THUMS v3.0 modifierad v2.3 i mätsystemet mm, ms, kg, kN. Nedan presenterade arbete kommer i så stor utsträckning som möjligt göras implementerbart till denna modell med målet att minimera ingrepp i den ursprungliga modellen. För att implementera och utvärdera musklerna i de nedre extremiteterna behövs dock bara skelettet från midjan till fötterna. All mjuk vävnad och alla skelettdelar från sjätte ryggkotan och uppåt togs därför bort från modellen, se figur 13. Detta gjorde att ett 200 ms långt testförlopp kunde kortas ned till en simuleringstid på ca 40 min med fyra processkärnor. När arbetet är klart kommer den ursprungliga THUMS-modellen åter kunna användas. Detta har enbart gjorts för att minska simuleringstiden under arbetet.



Figur 13: Den ursprungliga THUMS-modellen och den nedskalade versionen

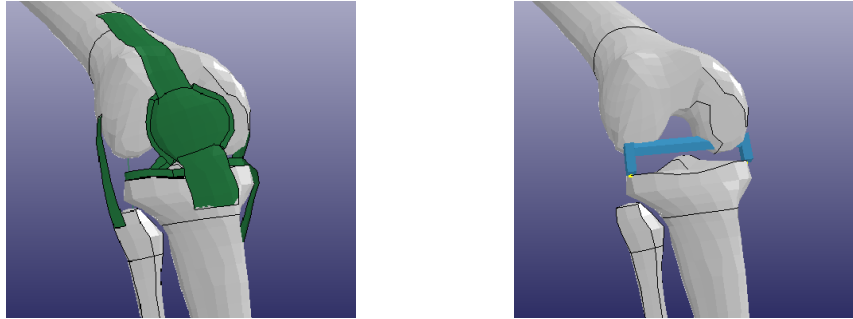
3.2 Modellredigering

Målet vid all modifiering av modellen är att minimera förändringar i den ursprungliga THUMS-modellen för att förenkla användandet av projektets resultat. De muskel- och materialkort som nedan nämns vid redigering av modellen är alla tagna från programvaran LS-Dyna.

3.2.1 Knä

Ursprungsmodellen av THUMS (THUMS v. 3.0), som arbetet har utgått ifrån, har en anatomiskt korrekt knäled. Vid simulering med en aktiverad biceps femoris short head väntades därför en flexionsrörelse kring leden. Detta uppnåddes inte med den ursprungliga modellen, då den är för stel, och beslut togs därför att modellera om denna till en enklare gångjärnsled. Knäleden är modellerad i en separat key-fil som kan köras tillsammans med THUMS-modellen. Senorna och ligamenten som höll ihop den ursprungliga knäleden har tagit bort, se Appendix 2.

Knäleden är modellerad med ett `CONSTRAINED_JOINT_REVOLUTE` kort vilket innebär att den fungerar som ett gångjärn, detta har utformats med hjälp av tre balkelement. Det första balkelementet är fäst mellan två punkter på femur och fungerar som rotationsaxel. De andra två elementen har varsin fästpunkt i de två noderna på femur samt två separata fästpunkter i noder på tibia, se figur 14 b). Balkarna har ingen direkt påverkan på ledens funktion mer än att de definierar ledens rotationsaxel.

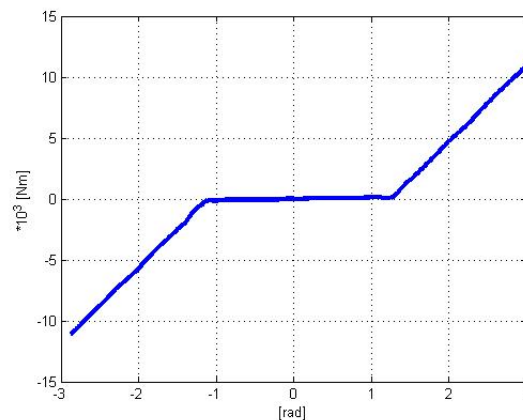


(a) Knäleden som den såg ut initialt. Borttagna (b) Knäleden omgjord till ett gångjärn. Nya delar är färgade i grönt. delar är färgade i blått.

Figur 14: Bild av knäled före (a) samt efter (b) modifiering.

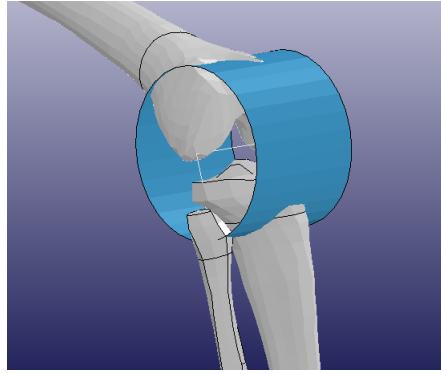
Balkarna är begränsade i sin rörelse genom att en master och en slave part definieras och möjliggör därmed en gångjärnsled. För balken som är fäst i femur definieras femur som master och balken som slave. Detta gör att om femur flyttas så kommer balken att följa med i samma rörelse. På samma sätt är de andra två balkarna begränsade genom att definiera tibia som master och balkarna som slave.

En kurva som anger vilken styvhet leden ska ha vid olika vinklar är skapad för att styra vinkelintervallet som leden kan röra sig i. Kurvan är definierad för att ha i princip styvhet noll för godkända vinklar men sedan gå mot oändligheten för vinklar som är omöjliga för knäet, se figur 15. Detta gör att knäet inte kan röra sig utanför vinkelintervallet 0 till 140 grader.



Figur 15: Motståndet i knäet för olika vinklar. Mellan vinklarna 0^0 och 140^0 är motståndet satt till 0.6 Nm rad^{-1} . Detta är likvärdigt med motståndet i armbågsleden (27) och har används då verkliga värden för knäleden saknas. Utanför intervallet är motståndet 6 kNm rad^{-1} vilket inte kan härledas till någon referens utan enbart har används för att säkerställa att knäleden håller sig inom sitt tillåtna vinkelintervall.

I ursprungsmodellen kan problem uppstå eftersom muskler riskerar att dra åt fel håll vid vissa vinklar. Ett cylinderskal modellerades därför över knäleden vilket säkerställer att rätt muskler utför rätt rörelse, se figur 16. Radien på cylindern sattes till 48mm för att täcka in alla delar i knäet och den ska fungera som ett hjälpmedel i modelleringen utan att påverka den ursprungliga skelettmodellen. Cylindern modellerades som ett skal med ett null-material för att minimera bidraget till modellens totala lösning (28).



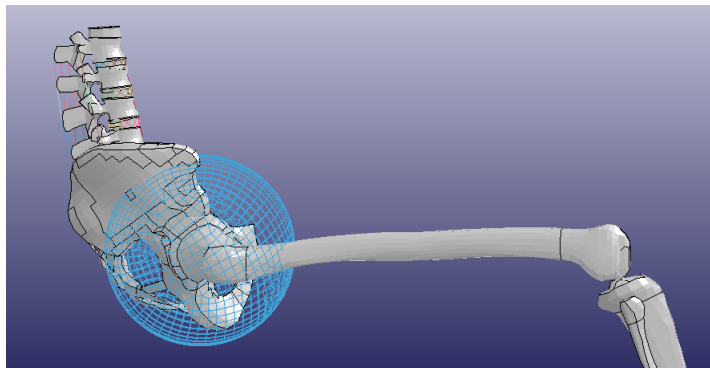
Figur 16: Cylinderskalet kring knäleden som möjliggör rätt utbredning av musklerna.

Ändpunkterna av cylinderskalets centrumaxel lästes i samma noder som ändpunkterna av gångjärnets rotationsaxel. Det betyder att cylinderskalets centrumaxel sammanfaller med gångjärnets rotationsaxel vilket gjordes för att inte cylindern ska flytta sig i förhållande till gångjärnet. Alla noder som tillhör cylinderskalet är definierade som ett nodset som sedan läggs som utökade noder till tibia. Detta betyder att tibia och cylinderskalet är låsta i förhållande till varandra. När en kraft sätter cylindern i rörelse börjar även tibia att röra sig och på samma sätt när en kraft verkar på tibia så följer cylindern med.

3.2.2 Höft

Höftkulan ska hela tiden ligga kvar i hålrummet i bäckenet och därför har ett randvillkor lagts till. Den ursprungliga modellen hade ingen kontaktbegränsning mellan pelvis och femur vilket gjorde att vid stor flexion/extension av höften så gled höftkulan igenom bäckenbenet. För att lösa detta lades därför en kontaktbegränsning till som en separat key-fil.

Även i höften uppstår samma problem som för knäet med muskelinfästningen. Ursprungspunkten för gluteus maximus är pelvis och fästpunkten är femur. När muskeldelarna implementeras så går de den kortaste vägen mellan dessa punkter och musklerna drar därmed benen åt fel håll. För att lösa detta problem modellerades en sfär med centrum i samma punkt som höftkulan, se figur 17. Radien är 100.2mm och ska vara likvärdig med modellens skinkor (29).



Figur 17: Sfären kring höftleden som möjliggör rätt utbredning av musklerna.

Sfären modellerades som ett tunt skal med null-material. Noderna som bygger upp sfären görs till ett nodset som sedan kopplas till femurhuvudet, det vill säga höftkulan. Detta gör att femur och sfären rör sig unisont och därför kan kraften som sätter femur i rörelse verka på sfären istället för direkt på femur.

3.2.3 Ankel

För att muskler som verkar på både knäet och ankeln inte skall påverkas av avsaknaden av muskler i foten låstes ankelleden till sin ursprungsvinkel. Detta gjordes genom att göra hälen till slave och huvudet av tibia till master. Detta gör att foten stannar i samma vinkel till tibia under hela simuleringen, även då gastrocnemius aktiveras.

3.2.4 Material

Materialet i änden av femur, tibia och fibula samt i hälen har ändrats till ett stelt material för att kunna låsa enskilda noder utan att generera elastisk deformation, se Appendix 3. Skelettets inner- och yttermaterial i varje ben delar noder vilket gör att dess rörelser relativt varandra måste låsas då materialet har ersatts med ett stelt material. Detta har implementerats i knäledens key-fil istället för att skrivas in i THUMS-filen.

3.3 Muskelimplementering

Följande stycken behandlar enbart muskelimplementeringen i modellen med utgång från de modellredigeringar som beskrevs i föregående kapitel. Varje muskel byggs upp av en uppsättning av hålkort som beskriver muskelns egenskaper. Dessa kort är PART-kort, elementkort, sectionskort och materialkort och deras egenskaper förklaras mer ingående i Appendix 4.

3.3.1 Element

Muskeln har modellerats som endimensionella balkelement. Balkelementen utgörs av räta linjer mellan två noder där noderna representerar musklernas ursprungs- och infästningspunkter. Indelningen av balkelementen gjordes enligt Arnold et al.s artikel (18). Detta kan även ses i figur 22 och 23 avsnitt 3.3.4 där det förklaras hur många element som varje muskel är indelad i. Som det framgår i figuren delas adduktor magnus, gluteus maximus, gastrocnemius och biceps femoris in i flera element eftersom dessa har en stor fästytta. Elementen skapas genom att ursprung och infästning definieras i elementkortet och därmed genereras ett element mellan dessa punkter. För en mer ingående beskrivning av hur elementet skapas i LS-Dyna, se Appendix 4 där respektive kort förklaras.

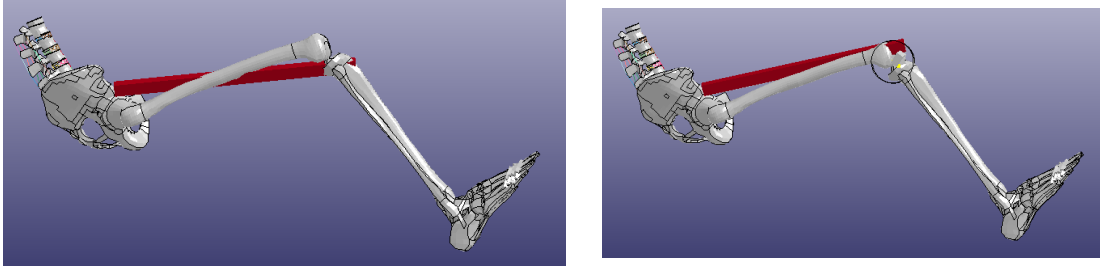
3.3.2 Material

Muskeln har modellerats med det förinställda materialkortet MAT_MUSCLE i LS-Dyna, vilket bygger på Hill-modellen. Materialkortet kopplas till de enskilda balkelementen och tilldelas specifika muskelparametrar. Vissa parametrar har satts som generella för alla muskler, dessa listas i tabell 5 i avsnitt 3.3.4. Parametrar för initiell töjning, aktiveringsnivå, kraft/längd-kurva och kraft/hastighets-kurva är inte generella för alla muskler. Dessa kan ses för respektive muskel i Appendix 5.

3.3.3 Muskelfästen

Vid implementering av muskeln användes Greys Anatomy (12) och Arnold et al.s (18) tidigare arbete för att hitta korrekta ursprung och fästpunkter. Muskelfästen kan ses i Appendix 6. Dessa punkter definierades sedan som start- och slutpunkt i elementkortet.

Som nämnts i avsnitt 3.2.1 uppstår ett problem vid knäleden eftersom muskler som ligger över denna led riskerar att utföra fel rörelse. Rectus femoris är modellerad mellan ursprungs- och infästningspunkt i figur 18 a) och som visas kommer muskeln att dra tibia i en flexionsrörelse istället för en extensionsrörelse.

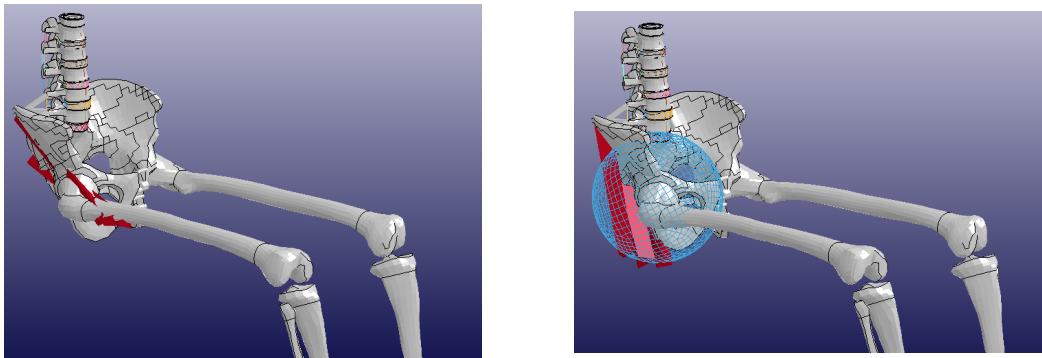


(a) Rectus femoris utan modifierad muskeltväg som därför genererar fel rörelse. (b) Rectus femoris med modifierad muskeltväg över cylinder som genererar rätt rörelse.

Figur 18: Knäet med implementerad rectus femoris muskel i den ursprungliga modellen och i modellen med modifierad muskeltväg.

Rectus femoris, vastus lateralis, vastus intermedius och vastus medialis är musklerna som går över knäleden och därför flyttas deras fästpunkter från tibia till den modellerade cylindern, se figur 18 b). Målet för dessa muskler är att generera ett moment i knäleden som gör att en extensionsrörelse i knäet utförs. I modellen, med en implementerad cylinder, drar musklerna i cylindern som i sin tur skapar ett moment i leden istället för att musklerna drar direkt i tibia.

Samma problem uppstår även i höften vilket nämnts i avsnitt 2.2.2 och kan ses i figur 19 a). Fästpunkten för gluteus maximus flyttas därför från femur till nodpunkter på den modellerade sfären och skapar därmed ett moment runt sfärens centrumpunkt, se figur 19 b). Ytan som muskeln fäster i är för stor för att den ska kunna modelleras som en punktkraft och därför sprids fästpunkterna ut över ett område på sfären. Längden på muskelementen kommer skilja sig mellan verkligheten och modellen eftersom att musklerna fäster på sfären istället för på femur. Detta beaktas vid implementeringen av kraft/längd-kurvan för gluteus maximus, se avsnitt 3.3.4.

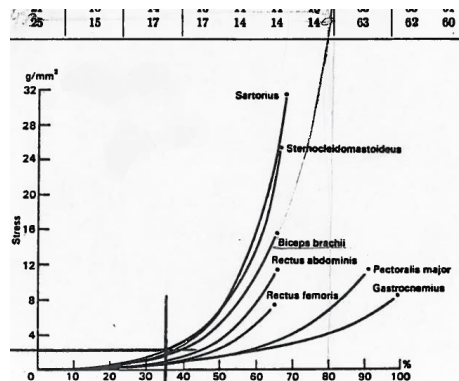


(a) De tre muskler som tillsammans utgör gluteus maximus. Dessa bidrar i verkligheten till höftextension men här bidrar till höftflexion. (b) De tre muskelement som utgör gluteus maximus med infästning på modellerad sfär vilket medför korrekt utförd rörelse.

Figur 19: Höften med implementerad gluteus maximus muskel i den ursprungliga modellen och i modellen med modifierad muskeltväg.

3.3.4 Muskeldata

Det parallella elastiska elementet (PE), se figur 8 b) avsnitt 2.2.3, ger olika motståndskrafter för olika muskler, som rapporterats av Yamada (30). För töjningar som uppgår till 1.8*elementlängd fås stor spridning i den genererade kraften beroende på vilken muskel som studeras, se figur 20.

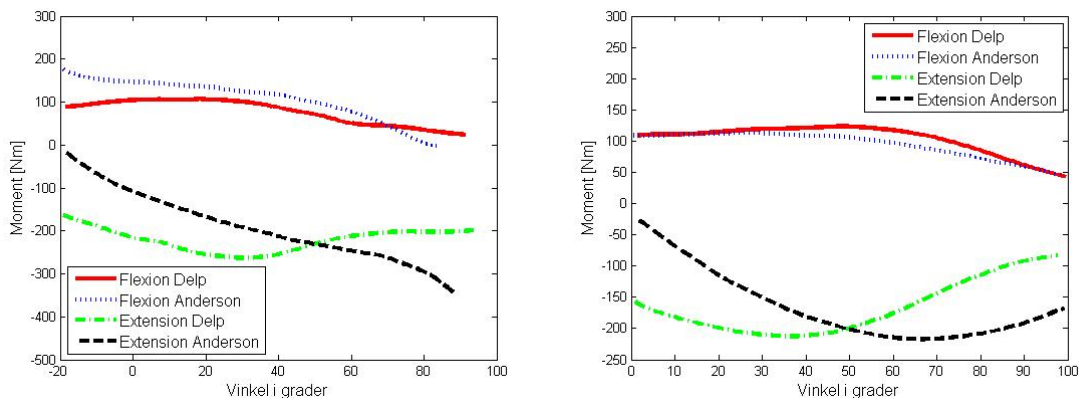


Figur 20: PE-elementskurvor för några muskler i kroppen (30). På y-axeln ses spänning normaliserad med muskelmassa och på x-axeln ses den procentuella förlängningen över den optimala längden L_{opt} .

Töjningen håller sig under 1.3*elementlängd för alla muskelement utom adductor magnus middle, adductor magnus proximal, gluteus maximus inferior och pectineus i modellens extrempositioner, se Appendix 7. De 4 muskelement som överstiger 1.3*elementlängd håller sig alla under 1.5*elementlängd, vilket inte skulle påverka den totala kraften med mer än 7%. Alltså är spridningen för olika muskler mycket liten. I figuren finns kurvor för sartorius (brantast lutning), rectus femoris (mitten) och gastrocnemius (svagast lutning). Då skillnaden är mycket liten i det aktuella intervallet gjordes därför en kurvanpassning efter rectus femoris som anses gälla som ett medelvärde. Detta har gjorts genom att utnyttja ekvationen för PE-elementet och generera en kurva som har normaliserad spänning 1 vid 1.8*elementlängd. Kurvan för rectus femoris har sedan tagits från Yamadas artikel och normaliserats med sin spänning vid 80% förlängning. Detta gör att även denna kurva får normaliserad spänning 1 vid 1.8*elementlängd. Den kvarvarande parametern, C_{PE} , i PE-ekvationen styr formen på den första kurvan. En loop som går från $C_{PE} = 3$ till $C_{PE} = 9$ med steglängden 0.05 genererar därför alla kurvor i detta intervall och jämför dem med Yamadas kurva för rectus femoris. Felet mellan de två kurvorna i varje punkt beräknades enligt minsta kvadratmetoden och summerades till ett totalfel för varje värde på C_{PE} . Det värde på C_{PE} som gav det minsta totalfelet blev 6.95 och detta används därav som konstant för att styra den exponentiella tillväxten av PE-kurvan för alla muskler.

Kraft/hastighet- och kraft/längd-kurvor, som styr musklernas aktiva element, togs fram i Matlab genom att tillämpa kraftförhållandenas respektive ekvation, se avsnitt 2.2.3. Vid framtagandet av kurvor för muskelaktivering användes i första hand generella parametrar från Östh et al. (7). Då Östh et al. inriktar sig på muskler i överkroppen gjordes korrigeringar för att bättre anpassa muskelkrafterna till musklerna i nedre extremiteterna. Då muskeldata från Arnold et al (18) använts kontrollerades de parametrar från Östh et al. som har en direkt koppling till muskeldatan som ett steg i valideringsprocessen. De parametrar som korrigerats för musklerna är den maximala isometriska spänningen σ_{max} samt formparametern för det parallella elementet C_{PE} . Kraft/hastighetskurvor genererades med parametrar enligt tabell 5. Ingen hänsyn togs till pennationsvinkel. För att generera kraft/längd-kurvor som passade respektive muskel var formparametern, C_{sh} , tvungen att modifieras efter varje muskels förändring i längd. För att bestämma varje muskelements maximala längdförändring genomfördes simuleringar. Simuleringarna utnyttjade tillagda kraftgenererande element för att styra modellen mot maximala vinklar för extension- och flexionsrörelserna. De modellerade muskelementens förändring i längd redovisas i Appendix 7.

Musklers genererade moment beror på dess längd, som i sin tur beror på vilken vinkelposition både knä- och höftled befinner sig i, se figur 21. Värderna på muskelkrafter och moment i förhållande till respektive vinkel för knä- och höft rörelserna (18) användes för att approximera den maximala muskelaktivering mot den maximala längdförändringen. Dessa värden utnyttjas även som referenspunkt vid verifieringen av vilka moment som modellen genererar.



(a) Förhållandet mellan vinkel och genererat moment för höften vid flexions- och extensionsrörelse. (b) Förhållandet mellan vinkel och genererat moment för knäet vid flexions- och extensionsrörelse.

Figur 21: Förhållandet mellan respektive leds vinkel och dess genererade moment vid flexions- och extensionsrörelse.(18) (31)

Formparametern C_{sh} valdes så att kraft/längd-kurvorna genererades med en maximal avvikelse från maxkraften F_{max} vid maximal avvikelse från den optimala längden L_{opt} . Då muskelaktiveringen för samma rörelse kan variera för olika muskler togs en formparameter fram för respektive flexions- och extensionsrörelse både för knä och för höft, se tabell 4.

Tabell 4: Andel av maxkraft samt formparameter vid 30% längdavvikelse för knä- och höftled för respektive ledrörelse, med parametervärden från *A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement* (18).

Rörelse	% av F_{max}	C_{sh}
Höft-flexion	45	0.33
Höft-extension	65	0.45
Knä-flexion	49	0.35
Knä-extension	39	0.31

Nedan presenteras data för de modellerade musklerna. Först presenteras en tabell med de muskelparametrar som är gemensamma för alla muskler. Efteråt följer två tabeller över de respektive musklernas infästning, ursprung och muskelspecifika parametrar.

Tabell 5: Generella muskelparametrar i muskelkorten, majoritet av värden från Östh et al (7). Se Appendix 5 för mer ingående parameterförklaring.

Parameter	Symbol	Enhet	Flexor	Extensor
Densitet	ρ	$[kg/mm^3]$	$1.06E - 6$	$1.06E - 6$
Maximala töjningshastigheten	V_{max}	-	$5 * L_{opt}$	$5 * L_{opt}$
Maximala isometriska spänningen	σ_{max}	$[kN/mm^2]$	$6E - 4$	$6E - 4$
f_v – konstant, förkortning	C_{short}	-	0.3	0.3
f_v – konstant, förlängning	C_{length}	-	0.005	0.005
f_v – konstant, kraftförhållande	C_{mvl}	-	1.35	1.25
PE – konstant, töjning vid maximalt spänningsvärde	PE_{max}	-	0.8	0.8
PE – konstant, formparameter	C_{PE}	-	6.95	6.95
PE – konstant, dämpning	dmp	Nsm^{-2}	4000	4000

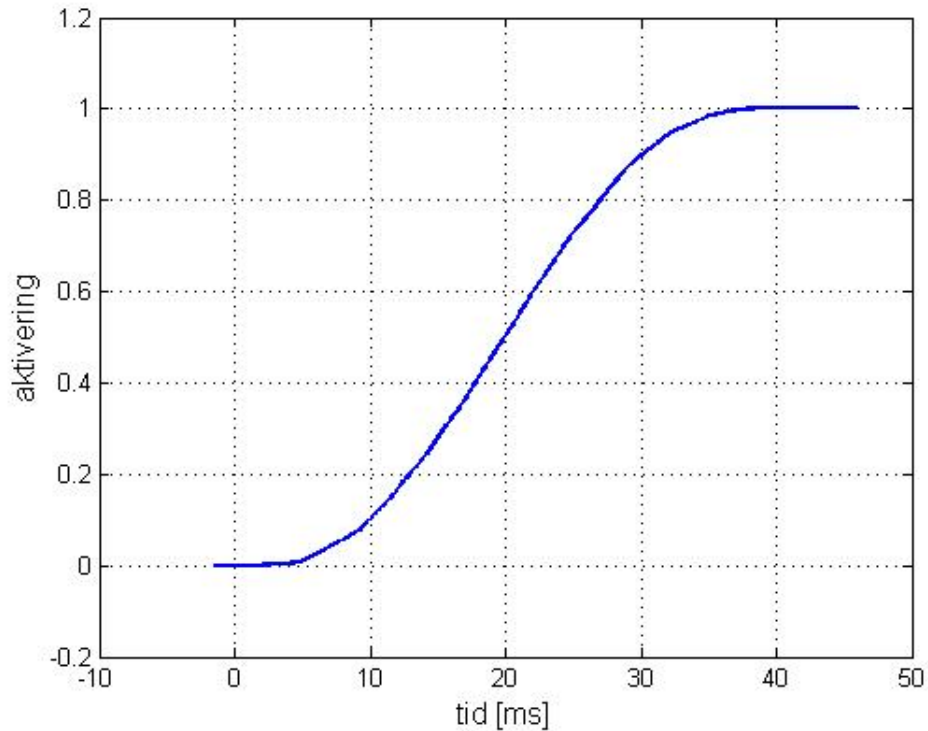
Muskel	Antal element	Funktion	Ursprung	Infästning	PCSA [cm ²]	Längd i modellen [mm]
Adductor longus	1	Flexion höftled	Superior ramus of the pubis	Linea aspera	ref. (18) 6,50	197,548
Adductor magnus	4	Extension höftled	ref. (15)	ref. (15)	ref. (18)	
-Adductor magnus distal			Inferior ramus of the pubis	Medial condyle of the femur	5,33	397,977
-Adductor magnus ischial			Inferior ramus of the pubis	Lower three quarters of femur	5,33	308,902
-Adductor magnus middle			Inferior ramus of the pubis	Middle of femur	5,33	193,03
-Adductor magnus proximal			Inferior ramus of the pubis	Greater trochanter	5,33	110,311
Biceps femoris	2	Flexion knäled	ref. (15)	ref. (15)	ref. (18)	
-Biceps femoris long head			Upper area of the ischial tuberosity	Sacroteruberous ligament	11,60	449,498
-Biceps femoris short head			Lateral lip of the linea aspera	Approx. Lateral condyle of the femur	5,20	240,164
Gastrocnemius	2	Flexion knäled	ref. (15)	ref. (15)	ref. (18)	
-Gastrocnemius lateral head			Lateral condyle of the femur	Calcaneal tendon	9,90	468,669
-Gastrocnemius medial head			Medial condyle of the femur	Calcaneal tendon	21,40	461,041
Gluteus maximus	3	Extension höftled	ref. (15)	ref. (15)	ref. (18)	
-Gluteus maximus superior			Iliac Crest	Modeled sphere	9,00	215,214
-Gluteus maximus middle			Iliac Crest	Modeled sphere	12,8	184,258
-Gluteus maximus inferior			Coccyx	Modeled sphere	8,60	139,812
Iliacus	1	Flexion höftled	ref. (15)	ref. (15)	ref. (18)	
			Inner lip of iliac crest	Lesser trochanter	10,20	217,597

Figur 22: Parametrar för modellerade muskler

Muskel	Antal element	Funktion	Ursprung	Infästning	PCSA [cm ²]	Längd i modellen [mm]
Pectineus	1	Flexion höftled	Pecten pubis ref. (15)	From lesser trochanter to linea aspera ref. (15)	ref. (18) 2,90	111,327
Psoas	1	Flexion höftled	Lumbar vertebral column ref. (15)	Lesser Trochanter ref. (15)	ref. (18) 7,90	269,348
Rectus femoris	1	Flexion höftled	Anterior inferior iliac spine ref. (15)	Modeled cylinder ref. (18)	13,90	470,128
Sartorius	1	Flexion höftled	Anterior superior iliac spine ref. (15)	Medial surface of tibia ref. (15)	ref. (18) 1,90	488,201
Semimembranosus	1	Flexion knäled	Superolateral impression on the Ischial tuberosity ref. (15)	Medial tibial condyle ref. (15)	ref. (18) 19,10	428,287
Semitendinosus	1	Flexion knäled	Upper area of ischial tuberosity ref. (15)	Medial surface of tibia ref. (15)	ref. (18) 4,90	432,783
Vastus intermedius	1	Extension knäled	Upper two-thirds of the femoral shaft ref. (15)	Modeled cylinder ref. (18)	16,80	362,467
Vastus lateralis	1	Extension knäled	Greater trochanter of femur ref. (15)	Modeled cylinder ref. (18)	ref. (18) 37,00	438,311
Vastus medialis	1	Extension knäled	Intertrochanteric line ref. (15)	Modeled cylinder ref. (18)	23,70	372,471

Figur 23: Parametrar för modellerade muskler forts.

Musklernas aktivering följer en kurva framtagen i Matlab, vilken aktiverar musklerna stegvis de första 40ms av simuleringstiden, se figur 24. Denna kurva gör att aktiveringen blir lättare att hantera för modellen, som då hinner anpassa sig till skillnad från om musklerna skulle aktiveras fullt från början enligt en stegfunktion.



Figur 24: Kurva för musklernas aktivering.

3.4 Simulering

För att kunna utvärdera modellen har simuleringar genomförts i LS-Dyna. Syftet var att kontrollera musklernas rörelse och genererade moment.

3.4.1 Rörelsetest

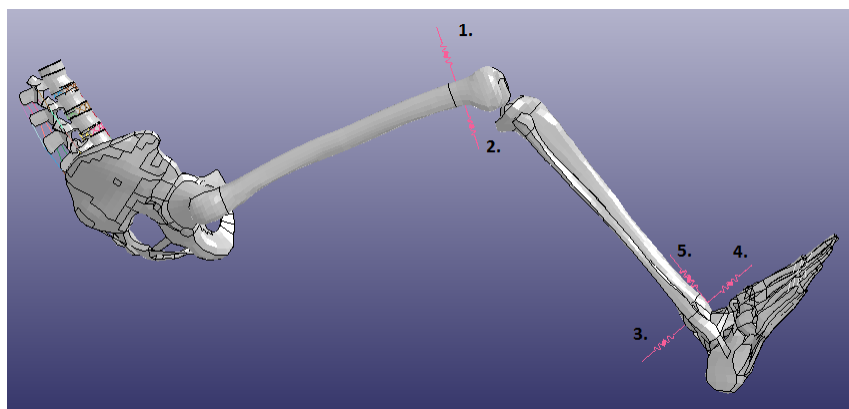
Först simulerades varje muskel individuellt för att säkerställa att önskad rörelse utfördes, att musklerna var korrekt infästa och att rörelsen utfördes symmetriskt över båda benen. Därefter kontrollerades rörelsen för flexion och extension över knäet och höften. Detta gjordes enligt uppställningen i tabell 6 nedan.

Tabell 6: Muskler som inkluderats i respektive simulering för att utvärdera rörelsen. Alla simuleringar har även inkluderat key-filer för kraft/längd- och kraft/hastighets-kurvan, aktiveringskurvan, randvillkor, kontakter, den modifierade knäleden, cylindern, sfären samt kontrollkort.

Extension höftled	Extension knäled	Flexion höftled	Flexion knäled
Biceps femoris long	Rectus femoris	Adductor longus	Biceps femoris
Gluteus maximus	Vastus intermedius	Iliacus	Gastrocnemius
Semimembranosus	Vastus lateralis	Pectineus	Semimembranosus
Semitendinosus	Vastus medialis	Psoas major	Semitendinosus
		Rectus femoris	
		Sartorius	

3.4.2 Validering

För att få ut momentet från lederna implementerades fjäderelement i modellen som sitter vinkelrätt mot benet som ska röra sig, se figur 25. Fjäderelementen är mycket styva och syftar till att motverka rörelsen för att på så sätt kunna registrera det moment som musklerna genererar. Alla muskler som är delaktiga i en rörelse aktiverades under en simulering och tillsammans med dessa inkluderades även det fjäderelement som motverkar dessa musklers rörelse. Kraften i fjädern kan då uppmätas och multiplicerat med hävarmen fås momentet kring leden.



Figur 25: Alla fem fjäderelement som har använts vid moment-/krafttester för lederna. Testerna har utförts på en rörelse i taget och har därför enbart implementerat ett fjäderelement per simulering enligt följande: fjäder 1 - extension höft, fjäder 2 - flexion höft, fjäder 3 - extension knä, fjäder 4 - flexion knä och fjäder 5 kraft mot golv med alla muskler aktiverade.

Tester gjordes för att kontrollera om momenten stämmer över hela rörelsen där höften och knäet har vinklats 30 grader i extension. Detta utfördes genom att inleda simuleringen med att skjuta fjäderelementets infästningsnod till den position som representerar 30 graders vinkling av benet. Då fjädern är mycket styv knuffar den därför benet till den önskade positionen. Musklerna spänns sedan med 100% aktivering i den nya positionen för att mäta musklernas genererade kraft. Dessa moment jämförs sedan med de rapporterade värdena från Arnold et al. (18). Arnold et al. genomförde sina tester genom att aktivera alla muskler som kan bidra med kraft till en viss rörelse och mäta det genererade momentet vid maximal isometrisk spänning för hela rörelseintervallet. Fjäderelementet som fäster mot foten, fjäder nummer 5 i figur 25, används för att mäta kraften som alla muskler tillsammans genererar mot bilgolvet. Detta värde jämförs sedan mot det rapporterade värdet från artikeln av Behr et al. (11), se avsnitt 1.4, där kraftgenerering vid nödbromsning testades. Simuleringar med full muskelaktivering respektive aktivering enligt Behr et al.(11), se tabell 7 och 8, genomfördes för att säkertställa att modellen genererar rätt moment kring lederna och rätt kraft vid nödbromsning.

Tabell 7: Muskler och fjäderelement som inkluderats i respektive simulering för att utvärdera momentet. Alla simuleringar har även inkluderat de key-filer som nämns i tabellhuvudet till tabell 6. För testerna där leden skjutits 30 grader i inledningen av simuleringen har samma uppställning används men med modifierade key-filer för fjäderelementena. Alla muskler har 100% aktivering för att simulera maximal isometrisk spänning.

Extensionsmoment höftled	Extensionsmoment knäled
Biceps femoris long	Rectus femoris
Gluteus maximus	Vastus intermedius
Semimembranosus	Vastus lateralis
Semitendinosus	Vastus medialis
Fjäder nr 1	Fjäder nr 3
Flexionsmoment höftled	Flexionsmoment knäled
Adductor longus	Biceps femoris
Iliacus	Gastrocnemius
Pectineus	Semimembranosus
Psoas major	Semitendinosus
Rectus femoris	Fjäder nr 4
Sartorius	
Fjäder nr 2	

Tabell 8: Alla implementerade muskler och dess aktiveringsnivåer enligt Behr et al. (11). Muskler som saknas i studien har fått 50% aktivering i en första simulering och 100% aktivering i en andra, detta i brist på annan data. Simuleringen har även inkluderat de key-filer som nämns i tabellhuvudet till tabell 6.

Kraftgenerering mot golv	Aktiveringsnivå 1 (%)	Aktiveringsnivå 2 (%)
Adductor longus	50	100
Adductor magnus	50	100
Biceps femoris	26	26
Gastrocnemius	43	43
Gluteus maximus	50	100
Iliacus	50	100
Pectineus	50	100
Psoas major	50	100
Rectus femoris	57	57
Sartorius	50	100
Semimembranosus	50	100
Semitendinosus	50	100
Vastus intermedius	54	54
Vastus lateralis	54	54
Vastus medialis	54	54
Fjäder nr 5		

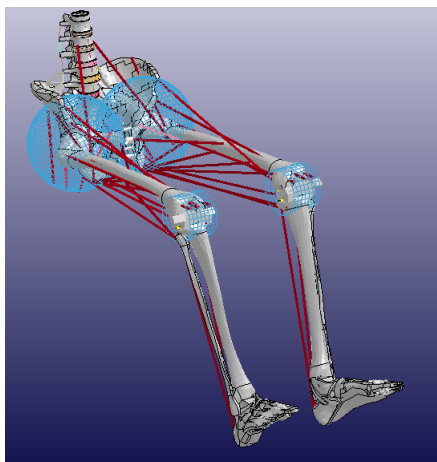
4 Resultat

4.1 Modellegenskaper

Den ursprungliga THUMS-modellen är anatomiskt korrekt modellerad men saknar viss rörlighet. Detta uppmärksammades när modellens egenskaper först undersöktes. En första simulering utfördes med biceps femoris där en flexionsrörelse kring knäet förväntades. Resultatet blev istället att leden stannade i sin ursprungliga vinkel och skapade ett kraftigt böjmoment på femur. Orsaken till detta är att även om knäet är anatomiskt korrekt så är modellen mycket stelare än en verklig knäled. Detta förhindrar flexions-/extensions-rörelsen kring denna led nästan helt och hållet. För att kunna kontrollera de rörelser som musklerna genererar samt undvika att knäet tar upp stora krafter då alla muskler aktiveras, togs beslutet att modellera om leden till en enklare gångjärnsled enligt metodavsnitt 3.2.1. Även om detta resulterar i en anatomiskt inkorrekt led är ledens rörlighet viktigare för att kunna utvärdera de implementerade musklerna.

Mätningar har gjorts på de implementerade musklerna både i ursprungsläget och i ledernas extrempositioner för att undersöka musklernas längdförändringar, se Appendix 7. Approximationen att den maximala längdförändringen är 30%, som användes i avsnitt 3.3.4, anses från dessa data vara representativ för modellen i stort. Den enda muskeln som avviker från detta är gluteus maximus som i modellen har blivit kortare än vad den är i verkligheten. Vid slutgiltig muskelsimulering användes därför en kraft/längd-kurva med parametervärdet $C_{sh} = 0.33$ för samtliga muskelement utom gluteus maximus -inferior, -middle och -superior. Dessa tilldelades istället en kraft/längd-kurva genererad för parametervärdet $C_{sh} = 0.45$.

Den slutgiltiga modellen av de nedre extremiteterna med modifierade höftleder och knäleder genomförde korrekta rörelser enligt förväntan. Se figur 26 för modellen med alla muskler. Se Appendix 8 för bilder på simuleringar av extensions-/flexionsrörelserna.



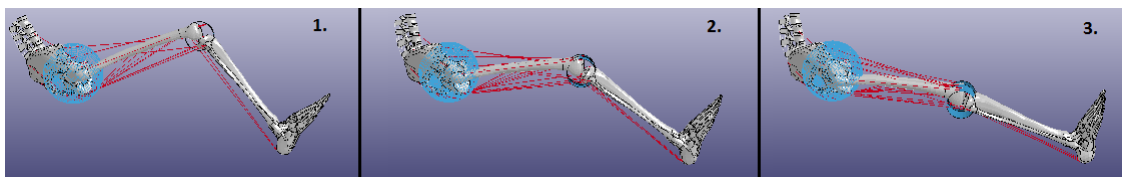
Figur 26: Slutgiltiga modellen med modifieringar och muskler.

Alla muskler implementerades styckvis, se bilder Appendix 9, och numrerades enligt namngivningstabellen i avsnitt 2.2.4. Den fullständiga numreringen av de olika muskelementen kan ses i Appendix 5. Projektets alla modellerade delar, musklerna, cylindrarna samt sfärerna implementerades sedan i den fullskaliga THUMS-modellen med gott resultat. Numrering av alla modellerade element exklusive muskelementen ses i Appendix 10.

Simuleringar av enskilda muskelement visade att samtliga 15 modellerade muskler utförde förväntade rörelser. Med detta resultat uppskattas musklernas infästningar och utbredning vara rimligt approximerade. De muskler som implementerats vid höft- och knäled har kontrollerats så att de bidrar med rätt rörelse i olika

positioner. Cylindern över knäleden har därav fått en diameter som säkerställer att musklernas utbredning hamnar på rätt sida om leden även då vaden böjs mot sina extrempositioner.

Rörelsen som registrerats av modellen då alla muskler aktiveras enligt Behr et al.s (11) inbromsningstester kan ses i figur 27. Simuleringen visar tydlig att musklernas aktivering gör att modellen pressar fötterna framåt och snett nedåt. Både höften och knäet gör en extensionsrörelse vilket överensstämmer med Behr et al.s experimentdata (11).



Figur 27: Hela modellen med muskelaktivering enligt Behr et al (11). Bilderna är tagna vid 0, 60 och 80 ms där en stegvis ökande muskelaktivering som når full aktivering efter 40 ms har används.

4.2 Validering

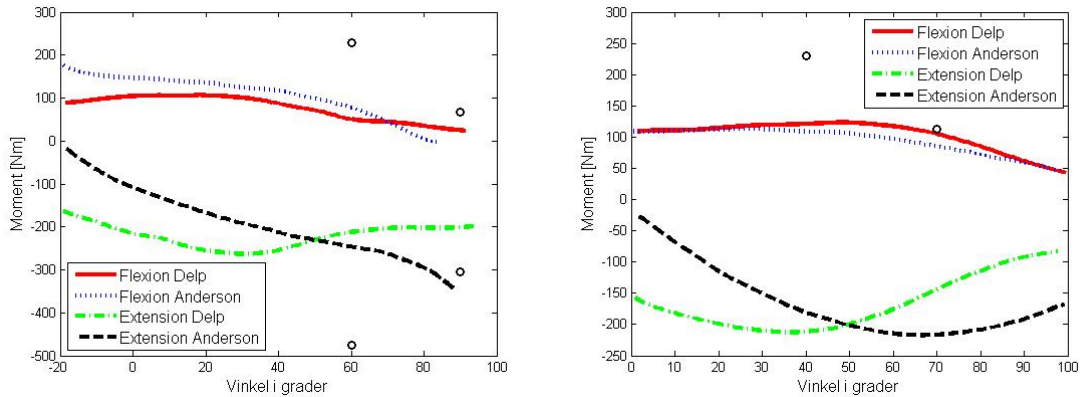
Resultat från mätningar av modellens moment kring knä- och höftled enligt uppställningar i avsnitt 3.4.2 kan ses i tabell 9 nedan. I tabell 9 jämförs också momentet i knä- respektive höftleden, som erhöles vid testerna, mot de moment som uppmätts av Arnold et al.s modell (18). Värdena kan även ses plottade mot både Arnold et al.s modell och mot Anderson et al.s (31) experimentdata i figur 28.

Tabell 9: Uppmätt moment [Nm] vid olika vinklar för rörelserna flexion av knä, extension av knä, flexion av höft samt extension av höft. Presenterade värden är våra resultat jämförda med de värden som presenteras i Arnold et al.(18) samt differensen mellan de båda. Höftens ursprungsvinkel är 90 grader och knäets är 70 grader.

* Värden för momentet kring knäleden vid en extensionsrörelse lyckades inte registreras.

Höft	Flexionsmoment [Nm]			Extensionsmoment [Nm]		
	Vårt resultat	Arnold et al	Diff.	Vårt resultat	Arnold et al	Diff.
60°	228	87	141	475	212.2	262.8
90°	68.4	44.4	24	304	201	103

Knä	Flexionsmoment [Nm]			Extensionsmoment [Nm]		
	Vårt resultat	Arnold et al	Diff.	Vårt resultat	Arnold et al	Diff.
40°	230	121	109	Nan*	211.5	Nan*
70°	112	104.6	7.6	Nan*	144.4	Nan*



(a) Förhållandet mellan vinkel och genererad kraft för höften vid flexions- och extensionsrörelse. (b) Förhållandet mellan vinkel och genererad kraft för knäet vid flexions- och extensionsrörelse.

Figur 28: Förhållandet mellan respektive leds vinkel och dess genererade kraft vid flexions- och extensionsrörelse. Uppmätta värden vid speciella vinklar markerade med svarta cirklar, jämförda med Arnold et al. och Anderson et al. (18) (31)

Resultatet för vilken kraft som modellen genererar vid en simulerad nödbromsning, med aktivering enligt tabell 8, kan ses i tabell 10.

Tabell 10: Simuleringsresultat vid tester av vilken kraft som modellen genererar vid nödbromsning. Resultat jämförs med kraften mot pedalen som registrerats i Behr et al.s (11) studier av nödbromsning i en riktig bil. Deras studie visade att kraften har ett medelvärde på 778N ($s=27.9N$) med ett minvärde på 258N och ett maxvärde på 1220N.

Behr et al. [N]	Uppställning 1 [N]	Diff 1	Uppställning 2 [N]	Diff 2
778	600	-178	925	147

5 Diskussion

5.1 Avgränsningar

När olika rörelser förklaras i litteraturen utgår man oftast från att människan står upp. I detta projekt sitter modellen ner vilket gör att det som i andra studier rapporterats som musklernas huvudsakliga uppgift inte nödvändigtvis stämmer i modellens aktuella position. Att avgränsa projektet till muskler som behandlar flexions- och extensionsrörelser gjordes dels för att det är dessa som har högst aktiveringsnivå vid nödbromsning i pre-crash situationer men även på grund av den begränsade tiden för projektet. I resultatet kan till exempel ses att adductor magnus till viss del gör extensionsrörelsen men att den i huvudsak bidrar med abduktionsrörelser. Detta togs inte med i beräkningarna när avgränsningarna sattes och därför bör musklerna som styr abduktionsrörelserna och adduktionsrörelserna implementeras för att modellen ska bli mer pålitlig.

Fotleden sattes också utanför projektets ramar vilket gör att de muskler som styr rörelsen i denna led har uteslutits. Detta gjordes för att den påverkan som denna led har för det slutgiltiga resultatet inte förväntades vara så stort att det skulle motivera tidsåtgången. Att vidareutveckla detta skulle kunna vara grund för ett framtida projekt.

5.2 Modellredigering/Modellegenskaper

Då THUMS-modellen består av ca 150 000 element är den beräkningstung och resulterar i långa simulerings-tider. Att simulera hela modellen i 200 ms tar ca 10 h trots att simuleringen utförs på fyra processkärnor. Detta projekt har inriktat sig på att modellera flertalet muskler och krävde därav många simuleringar för att utvärdera arbetet. Att ha så långa simulerings-tider var därför ohållbart så beslut togs att skala ner modellen så mycket som möjligt. Som tidigare nämnts exkluderades därför modellen från sjätte ryggkotan och uppåt samt de nedre extremiteternas hud och mjukdelar. Eftersom exkluderingen av parter inte har någon inverkan på hur nod-, sektions- eller elementnumreringen ser ut i de nedre extremiteterna så har de noder som definierats som musklernas ursprungs- eller infästningspunkter, samma nodnummer även i den kompletta modellen. Detta gör att filerna från detta projekt ska gå att köra med den ursprungliga THUMS-modellen.

5.2.1 Knä/Höft

För att få musklerna som verkar över knäet att dra åt rätt håll så implementerade vi cylindrar i knäna. Genom att implementera cylindrar, som endast kan rotera kring sin centrumaxel, begränsar vi knäet till att endast kunna utföra flexion- och extensionrörelser. Lösningen gör även att knäets centrumaxel blir fixerat till ett ställe i knäet under hela rörelsen, något som inte helt överrensstämmer med ett riktigt knä. Dessa förenklingar gör att det modellerade knäet inte kan sägas vara en perfekt avbildning av verkligheten men då knäets verkliga rörelsefrihet längs de andra rörelseplanen är mycket begränsad så anses denna approximation ändå god. Av samma anledning som för knäna, implementerades sfärer i höften. Valet av sfär som geometrisk figur faller sig naturligt då femur kan rotera i förhållande till pelvis längs alla rörelseplan. Cylindrarnas och sfärernas rörelse är, som tidigare nämnt, låst så att deras rotation blir den samma som tibias och femurs. Storleken på cylindrarna och placeringen av musklerna på dem är valda efter vilken hävarm musklerna har i verkligheten. Sfärernas storlek grundas i att de ska passa kring den ursprungliga modellens skinkor. Detta ger verklighetstroga resultat i modellens ursprungsposition.

Det uppstår dock ett problem då cylindrarna roterar då cylinderlösningen gör att musklernas hävarm varierar under en hel extensions-/flexionsrörelse. Musklerna påverkar med andra ord lederna med en krympande andel moment desto mer de drar. Detta förekommer naturligtvis inte i verkligheten vilket är en nackdel med modellen. Samma problem uppstår, av samma anledning, i höften där hävarmen kommer minska desto mer sfärerna roterar. Problemet beror på att musklerna inte lägger sig upp på elementens yta utan skär igenom dem till sin infästningspunkt. Eftersom musklerna modelleras som räta linjer mellan sin infästnings-

punkt och sitt ursprung har dock ingen lösning på detta erhållits. Nackdelen förminskas något med tanke på att modellen ska användas i enbart sittande ställning i vilken stora benrörelser inte är förväntade. I ett pre-crash-scenario är det därför viktigare att de nedre extremiteterna genererar verklighetstroga moment och rörelser i positioner nära ursprungspositionen vilket modellen gör.

5.2.2 Material

THUMS-modellen är en fungerande modell som har många användare runt om i världen. Därför eftersträvas att göra så lite förändringar i modellen som möjligt för att det ska vara enkelt att implementera muskelfilerna som projektet har skapat utan att behöva ändra i ursprungsmodellen. Små korrigeringar fick dock göras i knäet och i höften för att möjliggöra rörelse kring dessa leder. Materialet i ett antal parter ändrades till ett stelt material vilket kan påverka modellens egenskaper och därmed resultat. Detta var tvunget att utföras för att modellen skulle fungera med muskelpaketet. Antalet modifierade parter har dock hållits till ett minimum.

5.3 Muskelimplementering

5.3.1 Muskelnas utbredning och placering

I verkligheten är musklerna i de nedre extremiteterna ofta stora och breda med stora ursprungs- och infästningsområden. Musklerna har dock modellerats som endimensionella Hill-element vilket gör att musklerna approximeras till att ha infinitesimala fästpunkter. Kraften som de modellerade musklerna genererar blir då en punktlast i ursprungs- och infästningspunkterna istället för en utbredd last som muskler i verkligheten genererar. Resultatet blir en skillnad i det moment som påverkar respektive led och därmed rörelsen som sker över den samma. För att motverka detta har det i vissa fall valts att modellera större muskler som flera Hill-element. Dessa placeras inom intervallet för muskelns egentliga utbredning för att på så sätt approximera en större utbredning, exempelvis gluteus maximus. Resultatet blir inte exakt som verkligheten men det är en approximation som har givit förväntade resultat som är jämförbara med tidigare studier. Det finns även muskler som har stora ursprungs- och infästningspunkter där det valts att inte dela upp i flera Hill-element, exempelvis adductor longus. I dessa fall har bedömningen gjorts att felet som uppstår av att approximera muskeln med ett enda Hill-element inte är tillräckligt stort för att den skall delas upp. I den bedömningen har det även vägts in att muskeldata för en sådan uppdelning saknas från tidigare studier vilket skulle göra jobbet med att dela upp dessa än mer omfattande.

Problemet med att gluteus maximus drog åt fel håll löstes som tidigare nämnts med ett sfäriskt element. Denna lösning är bra för denna modell men även här finns utrymme för korregeringar som kan göra modellen bättre. I nuläget är det svårt att se hur sfären kommer rotera under simuleringen och infästningspunkten för de tre gluteus maximus-elementen är därav svår att bedöma. Risken är att musklerna därför bidrar med en kraft i fel riktning efter att höften har roterat över en viss vinkel.

Vid en upprätt position utför adductor longus flexion och adductor magnus extension av höften. Deras rörelser övergår sedan till adduktion för en mer sittande position. På grund av dess inverkan på flexion och extension av höften togs musklerna med i projektet, men valdes sedan bort för mätningar av enskilda rörelser. Detta då simuleringar med modellen i ursprungsläge visade på en stark adduktion för ursprungsvinklarna som förekommer för höften. Musklerna är dock fortfarande kvar med aktivering enligt tabell 8 vid simuleringar uppställda för att mäta tryckkraften vid nödbromsning. Detta fungerar då andra muskler i modellen fungerar som antagonister mot adductormuskeln och därmed motverkar deras kraft.

5.3.2 Muskeldata

Då tidigare studier visat på att Hill-modellen är speciellt lämplig för studier av dynamiska egenskaper, gör detta Hill-modellen särskilt lämplig när kroppen skall modelleras inför ett krockscenario (24). Hill-modellen

innebär att modellering av muskelement sker i form av endimensionella balkelement, vilket påverkar muskeltvägen. Med element som går raka vägen mellan ursprungs- och infästningspunkt utan interaktion blir modellen av muskler, som annars skulle påverkas av närliggande element, mycket förenklad. Denna förenkling skapar en risk för att muskelementen då inte agerar så som en riktig muskel skulle gjort, om ändå liknande. Fästpunkterna måste alltså tas stor hänsyn till vid modellering för att minimera risken för felaktig storlek och riktning av musklernas krafter och moment. Med Hill-modellen modelleras musklerna inte som "sena-muskel-sena", vilket annars är det naturliga fallet. Det modellerade muskelementet motsvarar i de flesta fall inte muskelns faktiska längd, eftersom senornas längd också räknas till muskelementet. Detta kan skapa svårigheter vid aktivering av muskler, då både kraftens storlek och aktiveringsnivå beror av muskelns längd.

Även om de uppmätta maximala procentuella längdändringarna av muskelementen (11) kan ses stora och skilja sig mycket (se Appendix 7), så anses approximationen av maximala längdändringen till 30% representativ. Andelen av den maximala kraften F_{max} vid 30% längdåvikelse ses i tabell 4 i avsnitt 3.3.4. Detta antagande gäller då vinkeländringen för pre-crash är mycket liten (11), se tabell 1 i avsnitt 1.4. Som går att se på kraft/längd-kurvorna (figur 10 i avsnitt 2.2.3) är förändringen i kraft liten så länge muskelementets längd ligger runt den optimala längden L_{opt} . Då den låga vinkeländringen vid pre-crash (11) leder till en mycket liten längdändring av muskelementen, kommer därför kraften i det närmaste inte att förändras.

De slutgiltiga muskelsimuleringarna använde kraft/längd-kurvor för aktivering med samma parametervärdet C_{sh} för samtliga muskelement utom gluteus maximus -inferior, -middle och -superior som tilldelades ett högre värde. Anledningen till denna förenkling är den osäkerhet som parametervärdena är framtagna med. Parametervärdena för höft-flexion, knä-flexion och knä-extension, se tabell 4, är i det närmaste likvärdiga för extremvärdena vid 30% längdändring av muskelementen. Detta i kombination med de låga vinkeländringarna vid pre-crash (11) kommer medföra en minimal förändring i kraft och därför är detta en rimlig approximation. Det högre parametervärdet för muskelement som sköter rörelsen höft-extension tillämpas bara på gluteus maximus-elementen då övriga muskler som bidrar till höft-extensionsrörelsen; biceps femoris long, semimebranosus och semitendunosus i huvudsak styr knä-flexion. Dessa muskler tilldelas därför den kraft/längd-kurva som är genererad med det lägre parametervärdet, $C_{sh} = 0.33$.

Valet att inte ta hänsyn till pennationsvinkel vid framtagande av kraft/hastighet-kurvor gjordes då pennationsvinklar $\alpha < 20^\circ$ visat sig ge en minimal förändring av elementlängd och därmed muskelkraft (24). Först vid pennationsvinkel $\alpha \approx 30^\circ$ visar sig förändring bli tillräcklig stor för att märkbart påverka resultatet (24). Eftersom muskelement med pennationsvinkel $\alpha \approx 30^\circ$ för de nedre extremiteterna är såpass få (18) och detta bidrag från pennationsvinkeln ändå skulle vara så litet jämfört med övriga variabla parametrar vid muskelmodelleringen, anses försummandet av pennationsvinkel vara motiverat.

5.4 Simuleringar

I simuleringarna kunde moment och krafter avläsas i de flesta rörelserna med hjälp av fjäderelement som tog upp krafterna, se figur 25 avsnitt 3.4.2. Dock fungerade det inte för extension av knäleden då det gavs ett felmeddelande med att negativ volym uppstod i vissa element. En alternativ lösning och ett försök till att lokalisera problemet gjordes genom att ta bort de element i foten där felet med negativ volym uppstod, detta gjorde dock att samma problem istället uppstod i ryggraden. Problemet är troligtvis följderna av nedskalning av modellen där flertalet kontaktbegränsningar togs bort automatiskt av programmet. Här finns en stor risk att någon kontakt som fortfarande behövs har försvunnit. Detta har dock inte lokaliserats i tid. För att kunna utföra korrekta tester för krafter och moment för extension av knäet måste felet först lösas. Extension av knäleden, precis som övriga rörelser, fungerar utan problem då fjäderelementen för att mäta krafterna inte är med.

Simuleringarna vid extension av höftleden inkluderade till en början adductor magnus då detta är en muskel som är delaktig i extensionen. I den position som modellen ursprungligen befinner sig bidrar dock adductor

magnus nästan enbart till adduction av låret. Det gjorde att momenttestet kring höftleden inte blev en ren extensionsrörelse utan istället drogs snett innåt. Då detta inte var avsikten med testet beslöts att exkludera adductor magnus från testerna av extensionsmoment.

Testet för extensionsmoment för knäet skedde på samma sätt som för övriga rörelser med hjälp av ett fjäderelement fastsatt i skelettet men trots upprepade försök med olika fjäderplaceringar och bortplockade parter kraschade simuleringen med ett "negativ volume in element-error" för denna rörelse. Vad felet beror på har inte upptäckts vid avslutandet av simuleringsarbetet på detta projekt och måste därför exkluderas. Simuleringen fungerar dock utan det implementerade fjäderelementet så en korrekt rörelse har därför kunnat registreras.

Simuleringarna som har utförts för att testa momentet vid andra vinklar än ursprungsvinkeln ger ett relativt ostadigt resultat. Andra vinklar än 30 grader från ursprungspunkten har testats men dessa simuleringar resulterade i allt för instabila krafter i fjäderelementet för att kunna avläsas. Problemet med att resultatet är väldigt ostadigt gör att de värden som erhållits vid 30 graders extension av knä- och höftled från ursprungspunkten inte nödvändigtvis är korrekta för modellen. Lösningen för det moment som genereras vid ursprungsvinkeln verkar dock stabil.

Modellen avser att fungera i en pre-crash simulering och därmed utföra rätt rörelse och generera korrekt moment och kraft vid små vinkelförändringar. Detta klarar modellen av men när vinklarna blir större och om simuleringen körs i några sekunder, en relativt lång simulering, börjar musklerna att dra okontrollerat och vinkelbegränsningarna i knäet och höften släpper. Det är därför nödvändigt att implementera ett regelsystem som kan reglera musklernas aktiveringsnivå i förhållande till varandra för att THUMS ska kunna sitta i samma position en längre tid.

5.5 Jämförelse mot experimentdata

Som resultatet visar i tabell 9 och figur 28 i avsnitt 4.2 så genererar modellen för höga moment kring lederna. I sin ursprungsposition så ligger dock värdena för flexion kring höft och knä ganska nära de rapporterade värdena från Arnold et al.s modell och från Anderson et al.s experimentdata (18). När det gäller extension för höft är modellen starkare än vad som rapporterats av Arnold et al.s modell men samtidigt närmare det som Anderson et al. har fått fram i sina experimentella studier. Detta anses därför inte vara ett resultat som visar på stora brister i modellen.

Momenten som registreras efter att leden har vridits några grader från sin ursprungsposition anses vara för stora för att vara likvärdiga med tidigare studier. Detta är ett problem som behöver korrigeras vid vidare användning av detta arbete. Problemet borde inte vara allt för svårt att fixa då det handlar om att fortsätta finjustera muskelparametrarna i modellen. Att simuleringarna som skulle kontrollera knäets extensionsmoment inte fungerade är givetvis något som måste korrigeras vid framtida utveckling av detta arbete. Bristen på data gör att ingen slutsats om hur bra denna rörelse utförs kan göras.

Behr et al.s artikel (11) om muskelaktivering vid nödbromsning visar att kraften som genereras mot pedalen i en riktig bil har ett medelvärde på 778N ($s=27.9N$). Resultatet från detta arbete resulterade i en kraft vid nödbromsning på ca 600N då aktiveringen enligt tabell 8, aktiveringsnivå 1, har utnyttjats. Då full aktivering, aktiveringsnivå 2, utnyttjas fås en resulterande kraft på ca 925N. Anledningen till att två olika aktiveringsfall har studerats är att experimentdata för aktiveringsnivåerna vid nödbromsning saknas för flertalet muskler. Den första simuleringen har utnyttjat en aktiveringsnivå på 50% för att ge musklerna ett värde som är i ungefär samma storleksordning som Behr et al. har rapporterat. Den andra simuleringen har utnyttjat en aktiveringsnivå på 100% för att kunna jämföras med den första simuleringen. Aktiveringsnivån på 100% är realistiskt hög och resulterar i en högre kraft än vad som rapporterats av Behr et al., vilket är att förvänta. Att resultatet blir lite för lågt då 50% aktivering utnyttjas behöver inte betyda att modellen är för svag då

denna aktivering inte är representativ för verkligheten. Troligtvis har extensionsmusklerna en högre aktiveringsnivå än flexionsmusklerna vid en verklig nödbomsning vilket skulle resultera i en högre tryckkraft nedåt.

Dessa resultat ses som ett bevis på att modellen är väl balanserad och genererar en korrekt rörelse kring sin ursprungspunkt. Modellen behöver dock utvärderas vidare och finjusteras i sina parametrar för att gälla över hela flexions-/extensionsrörelsen av benen.

5.6 Förbättringsmöjligheter

Modellen skulle kunna göras mer verklighetstrogen och bättre approximera rörelser samt krafter om muskelementens utbredning och infästning anpassades mer efter det verkliga fallet. Detta skulle till exempel kunna göras om infästningar i enskilda noder istället byttes ut mot en grupp noder som alla är kopplade till den nod som muskelementet fäster i. På det viset skulle kraften från muskeln belasta ett område istället för enskilda noder, vilket också minskar risken för numeriska fel som kan uppstå vid punktlaster. Ett annat sätt är att utöka antalet element för att approximera en muskel. Många muskler har en mer utbredd form och fäster då ofta över ett stort område. Hittills har sådana muskler approximerats med relativt få element, exempelvis gluteus maximus, som modellerats av tre muskelement. Det optimala skulle vara om det gick att konstruera element med utbredning i tre dimensioner som kan generera verklighetstroga krafter.

Även om antalet modellerade muskler i detta projekt är 15 stycken per ben, totalt 44 muskelement, har de flesta parametrar som använts för att skapa kraft/längd- och kraft/hastighet-kurvorna approximerats till ett gemensamt värde. Trots osäkerheten och generaliseringen av erhållen muskeldata anses detta ändå som en rimlig uppskattning. Detta sätt att generalisera data på ger dock stor osäkerhet i resultatet. Ett steg mot bättre resultat skulle vara att kalibrera aktiveringskurvorna efter varje muskel, då de enskilda musklernas aktiveringsnivåer då skulle bli mer exakta. Det störta problemet ligger dock i osäkerhet i erhållen muskeldata då alla parametrar inte varit möjliga att finna säkra källor på. Egna muskeltester för att fastställa muskeldata och parametrar har inte heller varit möjliga inom ramarna för detta arbete. Därför har många parametrar för att generera muskelaktivering med kraft/längd- och kraft/hastighet-kurvorna också approximerats efter andra muskler med liknande egenskaper. Utförliga muskeltester som skulle kunna leda till muskeldata för varje enskilt muskelement skulle därför öka säkerheten på resultaten. Om antalet implementerade muskler ökas skulle även hänsyn kunna tas till andra rörelser än extension och flexion. Detta skulle leda till större stabilitet och bättre möjlighet att ta upp krafter som påverkar modellen i sidled. Möjlighet till implementering av fler muskler med trovärdig data skulle då leda till en mer komplett modell, varför muskelspecifika parametrar med stor sannolikhet skulle kunna ge en mer verklighetstrogen modell samt ett bättre resultat.

Ett problem med nuvarande lösning med cylindrarna är att hävarmarna varierar beroende på vilken vinkel som finns mellan femur och tibia. En bättre lösning över knäleden skulle kunna vara någon form av kabelement som följer elementytan genom hela rörelsen och på så sätt säkerställer att muskeln behåller sin hävarm. Denna kabel skulle då kunna fästas antingen på tibia eller på i en nod som tillhör cylindern och på så sätt skapa moment kring leden. Initialt försökte vi implementera denna metod på vår modell men problem med "negative volume" i olika element uppstod på många ställen i femur, tibia och i fotens delar under simuleringen. Problemet försöktes lösas genom att ändra materialen i de felande elementen till stela material men detta gav upphov till felet förflyttades till andra element och därför övergavs denna metod. Då problemen med "negativ volym" kan lösas anses detta vara en pålitligare lösning då muskeln tvingas följa samma bana oavsett ledens vinkel och säkerställer därmed att hävarmen är konstant. Detta kan appliceras på höften också så att en kabel följer cylinderns yta och fästs i femur med samma motivering som för knäet. När det gäller verifieringen av modellens egenskaper så rekommenderas att framtida arbeten lägger mer vikt, tidigt i arbetet, på att ta fram bra uppställningar för att testa och verifiera musklerna. De uppställningar som använts i detta arbete togs till en början enbart fram i teorin och visade sig i slutet av arbetet ha vissa brister när det gäller pålitlighet. Detta gäller speciellt när moment vid ledvinklar skilda från ursprungspositionen skulle testas. När problemen, med exempelvis uppställningen för att mäta knätledens moment i extensionsrörelsen, upptäcktes fanns inte tillräckligt med tid kvar för att skapa nya uppställningar.

6 Slutsats

Humanmodellen THUMS lämpar sig för modellering enligt Hill-modellen av aktiv muskulatur i de nedre extremiteterna. Detta under förutsättning att modifiering görs i ursprungsmodellen så att begränsande element i lederna ersätts med lösningar som gör att fri rörelse uppstår. Muskelelementen som implementerats fungerar och genererar rätt moment vid små vinkeländringar men felet växer i takt med att vinkel från modellens ursprungsläge ökar. Den genererade kraften som modellen visar vid en simulerad nödbromsning ligger nära det som har rapporterats i tidigare experimentella studier. Det som saknas för att kunna ta fram ett värde som kan jämföras direkt mot verkligheten är aktiveringsnivåer för flertalet muskler vid nödbromsning. Adduktor- och abduktor-muskeln bör även implementeras för att få ett stabilare resultat, ett reglersystem skulle kunna bidra till detta. Små förändringar krävs för att modellen ska kunna användas i mer avancerade frågeställningar men projektets syfte med att implementera fungerande aktiva muskler på humanmodellen är uppfyllt.

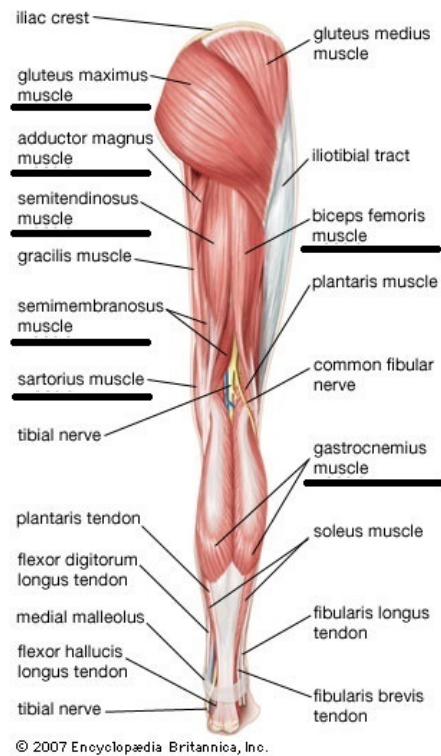
Referenser

- [1] Toyota Motor Corporation, Toyota Central Labs Inc. Users' Guide of Computational Human Model THUMS® – AM50 Occupant Model: Version 3.0-080225. 2008.
- [2] Myndigheten för Samhällsskydd och Beredskap (2012) *Statistik och Analys. Samhällets kostnader för olyckor* Publ. nr: MSB340, <https://www.msb.se/RibData/Filer/pdf/26114.pdf>
- [3] Klopp, Crandell, Sieveka, Pilky (1995) *Simulation of muscle tensing in Pre-Impact Bracing* Proceedings of the International conference of biomechanics of impact, Brunnen, Switzerland
- [4] Kuppa, S., Fessahaie, O. (2003) *An overview of knee-thigh-hip injuries in frontal crashes in the United States*. 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya.
- [5] Engin and Chen (1987) *Kinematic and Passive Resistive Properties of Human Elbow Complex*
- [6] LS-DYNA® version 971, release 5.1.1 (LSTC Inc., Livermore, CA, USA) eller Hallquist J. 2006. *LS-DYNA Theory manual* Livermore, CA, USA: Livermore Software Technology Corporation.
- [7] Östh, Jonas (2010) *Active Muscle Responses in a Finite Element Human Body Model* Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology
- [8] Östh J, Brodin K, Happee R (2011) *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology
- [9] Östh J, Brodin K, Carlsson S, Wisnans J, Davidsson J (2011) *The Occupant Response to Autonomous Braking: A Modeling Approach That Accounts for Active Musculature* Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology
- [10] Choi H, Sah S, LBe B, Cho H, Kang S, Mun M, Lee, I, Lee J,(2009) *Experimental and numerical studies of muscular activations of bracing occupant* Paper No. 05-0139
- [11] Behr M, Puomarat G, Serre T, Arnoux J-P, Thollon L, Brunet C (2009) *Posture and muscular behaviour in emergency braking; an experimental approach* Accident Analysis Prevention
- [12] Editor-in-Chief: Susan Standring, PhD, DSc Publisher: Churchill Livingstone (2009) *Gray's Anatomy, The Anatomical Basis of Clinical Practice* Forthieth Edition
- [13] Jenkins, Kemnitz, Tatora (2007) *Anatomy of physiology - from science to life*
- [14] Frankel, Nordin (2001) *Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Third edition*
- [15] Delp, Scott Lee (1990) *Surgery Simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb* Department of mechanical engineering, Stanford university.
- [16] Yang K, Hu J, White N, King A, Chou C, Prasad P (2006) *Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 Years of Publications in the Stapp Car Crash Conference*. Stapp Car Crash Journal, Vol 50, pp. 429-490.
- [17] Behr M, Arnoux J-P, Serre T, Thollon L, Brunet C (2006) *Tonic Finite Element Model of the Lower Limb* Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 128.
- [18] Arnold E, Ward S, Lieber R, Delp S (2010) *A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement* Department of Mechanical Engineering, Stanford University.
- [19] Chang C-Y, Rupp J, Kikuchi N, Schneider L (2008) *Development of a Finite Element Model to Study the Effects of Muscle Force on Knee-Thigh-Hip Injuries in Frontal Crashes* Stapp Car Crash Journal, Vol 52, pp. 475-504.

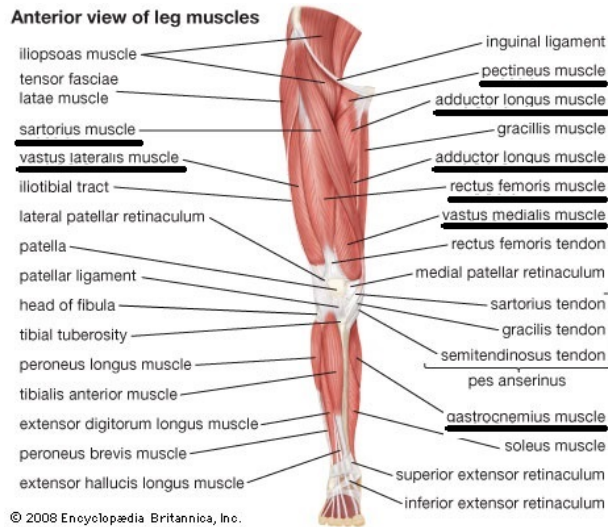
- [20] Hill AV. 1938. *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. *Proc. R. Soc. Lond. B.* 126:136–195.
- [21] Hill AV. 1970. *The First and Last Experiments in Muscle Mechanics*. Cambridge: University Press.
- [22] Wilkie DR. 1950. *The relation between force and velocity in human muscle*. *J Physiol.* 110:249–280.
- [23] Ritchie JM, Wilkie DR. *The effect of previous stimulation on the active state of muscle*. *J Physiol.* 1955 Nov 28;130(2):488–496.
- [24] Zajac, Felix E. (1989) *Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control* Mechanical Engineering Department, Stanfor University
- [25] The Orthotics Prosthetics Virtual Library <http://oandplibrary.com/popup.asp?frmItemId=D4D75A94-124D-4790-A1BB-98B0C0D5FF6C&frmType=image&frmId=27> tagen 2013-03-10 The Orthotics Prosthetics Virtual Library
- [26] Wittek A, Kajzer J. 1997. *Modeling the muscle influence on the kinematics of the head-neck complex in impacts*. *Mem School Eng Nagoya Univ.* 49:155–205.
- [27] Engin AE, Chen SM. (1987) *Kinematic and passive resistive properties of human elbow complex*. *J Biomech Eng.* 109:318–323.
- [28] Hallquist J O. 2006 *LS-Dyna Theory Manual* Livemore Software Technology Coperation
- [29] *ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS* National Aeronautics and Space Administration <http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm> Hämtad 22/4 2013 14:05
- [30] Yamada H (1970) *Strength of biological materials*. Baltimore (MD): Williams Wilkins.
- [31] Anderson DE, Madigan ML, Nussbaum MA. *Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb*. *J Biomech* 2007;40:3105–3113. [PubMed: 17485097]

Appendix 1

Alla muskler i benen



(a) Muskler som är understrukna är de valda musklerna på baksidan av benet



(b) Muskler som är understrukna är de valda musklerna i framsidan av benet

Figur 29: Muskler i de nedre extremiteterna.

Appendix 2

Borttagna parter

Tabell 12: Borttagna parter för att möjliggöra rörelse i knäet.

partID	Namn i THUMS v3.0	partID	Namn i THUMS v3.0
8140100	right_patella_spon	8240100	left_patella_spon
8140200	right_patella_carti	8240200	left_patella_carti
8140300	right_patella_cort	8240300	left_patella_cort
. 8140400	right_patella_carti_null	8240400	left_patella_carti_null
8160102	right_patellar_ligament	8260102	left_patellar_ligament
8160103	right_tibial_collat0ral_ligament	8260103	left_tibial_collateral_ligament
8160104	right_fibular_collateral_ligament	8260104	left_fibular_collateral_ligament
8160105	right_anterior_crusiate_ligament	8260105	left_anterior_crusiate_ligament
8160106	right_posterior_crusiate_ligament	8260106	left_posterior_crusiate_ligam.ent
8160107	right_posterior_meniscofemora	8260107	left_posterior_meniscofemora
8160108	right_transverse_ligament	8260108	left_transverse_ligament
8170030	right_Achilles_Tendon	8270030	left_Achilles_Tendon
8170050	right_quadriiceps_femoris_tendon	8270050	left_quadriiceps_femoris_tendon
8180001	right_medial_meniscus	8280001	left_medial_meniscus
8180002	right_lateral_meniscus	8280002	left_lateral_meniscus

Appendix 3

Materialredigeringar

Tabell 13: Berörda parter som fått nytt material vid modellredigering. Alla parter har samma densitet, E-modul och poissontal i MAT_RIGID som i det tidigare materialet.

partID	Namn i THUMS v3.0	Tidigare material	Nytt material
8112500	right_calcaneus_spon	MAT_ELASTIC	MAT_RIGID
8112510	right_calcaneus_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8120200	right_tibia_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8130200	right_fibula_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8150200	right_femur_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8120400	right_tibia_proximal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8130300	right_fibula_proximal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8150400	right_femur_distal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8212500	left_calcaneus_spon	MAT_ELASTIC	MAT_RIGID
8212510	left_calcaneus_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8220200	left_tibia_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8230200	left_fibula_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8250200	left_femur_end_spon	MAT_DAMAGE_2	MAT_RIGID
8220400	left_tibia_proximal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8230300	left_fibula_proximal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID
8250400	left_femur_distal_cort	MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY	MAT_RIGID

Appendix 4

Kort för muskelimplementering i LS-Dyna

För att definiera en muskel i LS-Dyna behövs fyra kort, PART, MAT_MUSCLE, SECTION_BEAM och ELEMENT_BEAM. Korterna fungerar på samma sätt för alla muskler så en allmän förklaring till kortens olika parametrar ges nedan.

PART

```
*PART
$# title
M.muscle_name
$#      pid      secid      mid      eosid      hgid      grav      adpopt      tmid
      8270101    8270101    8270101          0          0          0          0          0
```

Figur 30: PART-kort

Part-kortet definierar en ny del till modellen. Här ges ett ID till parten (pid) och den länkar parten till sitt sektions- och materialkort (secid och mid). Övriga parametrar styr partens initiala tillstånd, vilken typ av beräkning som ska göras, om parten är adaptiv osv. Dessa värden kan i vårt fall med solida element sättas till sitt standardvärde, noll.

MAT_MUSCLE

```
*MAT_MUSCLE_TITLE
MAT_M.muscle_name
$#      mid      ro      sno      srm      pis      ssm      cer      dmp
      8270101  1.0600E-6  1.033000  5.000  5.0000E-4  0.800000  6.950000  0.004000
$#      alm      sfr      svr      ssp
      -5  1.000000  -4  -1  0.000
```

Figur 31: MAT_MUSCLE-kort

Materialkortet är definierat som ett muskelmaterial vilket ger de aktuella parametrarna. Det första som anges är materialets ID (mid). Detta sätts till samma ID som de respektive parterna för att möjliggöra unika material till varje part. Resten av parametrarna är relaterade till muskelmaterialet.

- ro** Detta är densiteten för materialet. Sätts till ett lågt tal eftersom musklernas vikt redan är representerade som mjuk vävnad i THUMS-modellen och därför ej ska adderas till modellen igen. Densiteten måste dock vara nollskild och ej för liten då detta leder till numerisk instabilitet för lösaren i LS-Dyna. En låg densitet säkerställer att simuleringen går igenom samtidigt som modellen bara blir några gram tyngre.
- sno** Sno är muskelns initiala töjning när simuleringen startar. Extensionmuskler har en initial töjningen på 115% av den optimala längden i startögonblicket och flexionmusklerna är 85% av optimala längden.
- srm** Maximala töjningshastigheten. Denna parameter styr den maximala hastigheten som muskeln kan kontrahera med, enligt Zujac är detta $10 * L_{opt}$ (24). Eftersom muskeln och senan inte modelleras separat med den aktuella modelleringsmetoden är dock muskeln cirka dubbelt så stor som i verkligheten. För att kompensera för denna längdskillnad sätts därför den maximala töjningshastigheten till $5 * L_{opt}$.

- pis** Maximal isometrisk spänning. Detta har beräknats med musklernas maximala kraften och tvärsnittsarea enligt ekvationen: $F_{max}/\text{tvärsnittsarea}$. Med samtliga värden insatta för alla muskler blir detta ca $0.6N/mm^2$ för alla muskler.
- ssm** Töjning när den dimensionslösa spännings/töjnings-kurvan når sitt maximala spänningsvärde. Sätts till 0.8 för att det är då det parallelelastiska elementet når till samma spänning som den maximala isometriska spänningen.
- cer** Konstant som styr den exponentiella stigningen av SSP. Den exponentiella stigningen följer ekvationen som tidigare presenterats för PE-elementet. Cer-värdet här representerar det som i ekvationen benämns som C_{PE} . Denna konstant sätts till 6.95, se avsnitt 3.3.4 för detaljer.
- dmp** Dämpningskonstant som sätts till $0.004Nmm^{-2}$ enligt värden från tidigare arbete. (7)
- alm** Aktiveringsnivå per tidsenhet. Ett absolutvärde refererar till en lastkurva.
- sfr** Skalfaktor för maximal töjningshastighet mot töjningsförhållandet. Ett absolut värde refererar till en lastkurva.
- svs** Aktiv dimensionslös spänning mot längdförhållandet. Detta är vad som i texten har refererats till som f/l-kurva. Ett absolut värde refererar till en lastkurva.
- svr** Aktiv dimensionslös spänning mot töjningsförhållandet. Detta är vad som i texten har refererats till som f/v-kurva. Ett absolut värde refererar till en lastkurva.
- ssp** Isometrisk dimensionslös spänning mot längdförhållandet för det parallellt elastiska elementet. Ett absolut värde refererar till en lastkurva. Ett noll-värde gör att LS-Dynas inbyggda funktion för PE-elementet används med ssm- och cer-värdet som parametrar.

SECTION_BEAM

```

*SECTION_BEAM_TITLE
Section_M.muscle_name
$#  secid  elform  shrf  qr/irid  cst  scoor  nsm
   8270101   3  1.000000   2   0   0.000  0.000
$#  a  rampt  stress
  650.00000  0.000  0.000

```

Figur 32: SECTION_BEAM-kort

Definierar partens geometriska egenskaper samt vilka matematiska ekvationer den ska följa. Det första som anges är sektionens ID (secid). Detta sätts till samma ID som de respektive parterna för att möjliggöra unika sektioner till varje part. Att ha unika sektionkort är inte ett måste men det skapar större ordning i filerna. Resten av parametrarna är relaterade till sektionkortet för balkar.

- elform** Alternativ för olika elementformuleringar. Alternativ 3 ger ett balkelement som bara kan ta upp krafter i axiell led.

shrf Skjuvfaktor som sätts till ett standardvärdet 1.0 vilket passar för aktuell elementformulering.

qr/irid Anger kvadraturregel för elementet. För balkelement är standardvärdet 2 vilket ger 2x2 Gauss kvadratur som numerisk integrationslösare.

cst Cross section type sätts till 0 för balkar och fackverk.

scoor Vilken punkt som balkens vinkelhastighet tas kring. Vid 0 sätts rotationen kring mitten av balken vilket i denna studie är balkens centrumpunkt.

nsm Ickestrukturell massa per enhetslängd sätts som standard till 0.

a Tvärsnittsarea för muskeln som anges. Definierat som PCSA i studier om muskulatur.

rampt Valbar uppbyggnadstid för dynamisk relaxation. Sätts till standardvärdet 0.

stress Valbar initial spänning för dynamisk relaxation. Sätts till standardvärdet 0.

ELEMENT_BEAM

```
*ELEMENT_BEAM  
8270101 8270101 8311181 8252981      0      0      0      0      0      2
```

Figur 33: ELEMENT_BEAM-kort

Elementkortet definierar mellan vilka noder som ett element ska sträcka sig. Först anges den aktuella parten, sen anges det element ID som detta element ska ha och sedan sätts muskelns ursprungs- och infästningsnod. Den sista siffran, 2, anger att ett lokalt koordinatsystem ska utnyttjas vilket är en standardinställning.

Appendix 5

Muskelspecifika parametrar

Muskel	Part och nodnummer			Muskelspecifika parametrar		
	PID	NID1	NID2	sno	svs	svr
M.adductor_longus_right	8170101	8310021	8152981	0.85	-3004	-3001
M.adductor_magnus_proximal_right	8170201	8310077	8151004	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_middle_right	8170202	8310077	8150594	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_ischial_right	8170203	8310077	8150347	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_distal_right	8170204	8310077	8151638	1.15	-3004	-3001
M.biceps_femoris_long_head_right	8170301	8310089	8130343	0.85	-3004	-3001
M.biceps_femoris_short_head_right	8170302	8152371	8130343	0.85	-3004	-3001
M.gastrocnemius_lateral_head_right	8170401	8151678	8170001	1.15	-3004	-3001
M.gastrocnemius_medial_head_right	8170402	8151820	8170002	1.15	-3004	-3001
M.gluteus_maximus_superior_right	8170501	8310745	9194828	1.15	-3003	-3002
M.gluteus_maximus_middle_right	8170502	8310850	9195009	1.15	-3003	-3002
M.gluteus_maximus_inferior_right	8170503	8313084	9195197	1.15	-3003	-3002
M.iliacus_right	8170601	8310978	8151191	0.85	-3004	-3001
M.pectineus_right	8170701	8310546	8150986	0.85	-3004	-3001
M.psoas_right	8170801	8332409	8151191	0.85	-3004	-3001
M.rectus_femoris_right	8170901	8310670	9190209	0.85	-3004	-3002
M.sartorius_right	8171001	8311112	8121581	0.85	-3004	-3001
M.semimembranosus_right	8171101	8310092	8121675	1.15	-3004	-3001
M.semitendinosus_right	8171201	8310062	8121655	1.15	-3004	-3001
M.vastus_intermedius_right	8171401	8150929	9190209	0.85	-3004	-3002
M.vastus_lateralis_right	8171501	8152298	9190125	0.85	-3004	-3002
M.vastus_medialis_right	8171601	8150963	9190110	0.85	-3004	-3002

Figur 34: Muskelspecifika parametrar för högerbenet. PID är elementets partID, NID1 och NID2 är elementets ursprungsnod och infästningsnod, sno är muskelns initiala töjning, svs refererar till muskelns kraft/längd-kurva och svr refererar till muskelns kraft/hastighets-kurva.

3001 refererar till kraft/hastighet-kurva med parametervärdena $C_{short} = 0.3$, $C_{length} = 0.005$, $C_{mvl} = 1.35$

3002 refererar till kraft/hastighet-kurva med parametervärdena $C_{short} = 0.3$, $C_{length} = 0.005$, $C_{mvl} = 1.25$

3003 refererar till kraft/längd-kurva med parametervärdet $C_{sh} = 0.45$

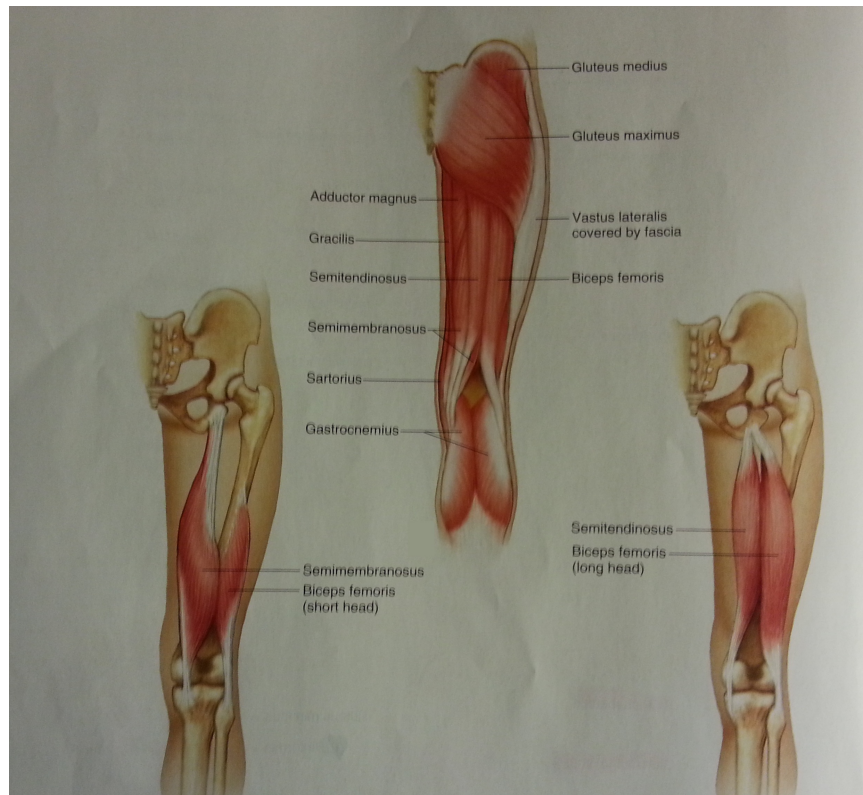
3004 refererar till kraft/längd-kurva med parametervärdet $C_{sh} = 0.33$

Muskel	Part och nodnummer			Muskelspecifika parametrar		
	PID	NID1	NID2	sno	svs	svr
M.adductor_longus_left	8270101	8311181	8252981	0.85	-3004	-3001
M.adductor_magnus_proximal_left	8270201	8311236	8251004	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_middle_left	8270202	8311236	8250594	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_ischial_left	8270203	8311236	8250322	1.15	-3004	-3001
M.adductor_magnus_distal_left	8270204	8311236	8251589	1.15	-3004	-3001
M.biceps_femoris_long_head_left	8270301	8311248	8230343	0.85	-3004	-3001
M.biceps_femoris_short_head_left	8270302	8252371	8230343	0.85	-3004	-3001
M.gastrocnemius_lateral_head_left	8270401	8251719	8270001	1.15	-3004	-3001
M.gastrocnemius_medial_head_left	8270402	8251861	8270002	1.15	-3004	-3001
M.gluteus_maximus_superior_left	8270501	8311902	9393355	1.15	-3003	-3002
M.gluteus_maximus_middle_left	8270502	8312007	9393534	1.15	-3003	-3002
M.gluteus_maximus_inferior_left	8270503	8312611	9393719	1.15	-3003	-3002
M.iliacus_left	8270601	8312135	8251191	0.85	-3004	-3001
M.pectineus_left	8270701	8311704	8250986	0.85	-3004	-3001
M.psoas_left	8270801	8332981	8251191	0.85	-3004	-3001
M.rectus_femoris_left	8270901	8311826	9290482	0.85	-3004	-3002
M.sartorius_left	8271001	8312268	8221581	0.85	-3004	-3001
M.semimembranosus_left	8271101	8311251	8221675	1.15	-3004	-3001
M.semitendinosus_left	8271201	8311222	8221656	1.15	-3004	-3001
M.vastus_intermedius_left	8271401	8250929	9290482	0.85	-3004	-3002
M.vastus_lateralis_left	8271501	8252298	9290355	0.85	-3004	-3002
M.vastus_medialis_left	8271601	8250963	9290350	0.85	-3004	-3002

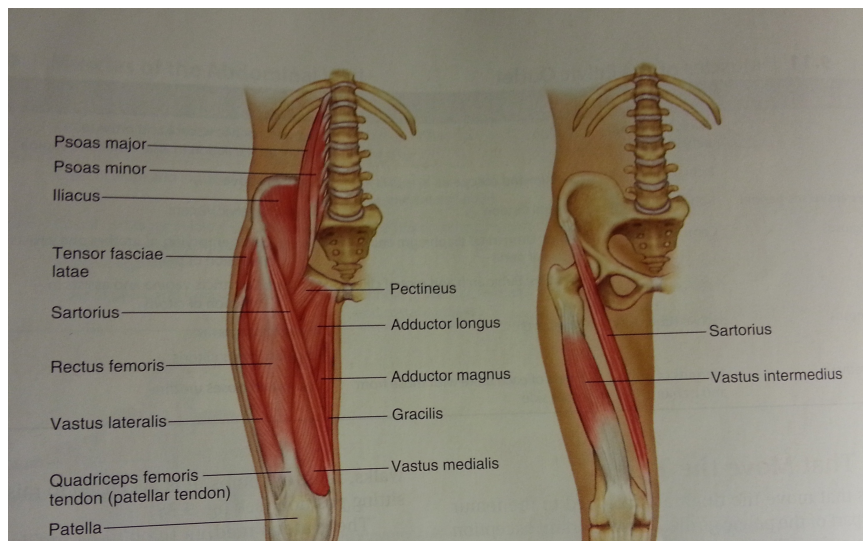
Figur 35: Muskelspecifika parametrar för vänsterbenet. Samma parameterförklaring som i figur 32 ovan för högerbenet.

Appendix 6

Musklernas fästpunkter på benen



Figur 36: Muskelfästerna i musklerna på baksidan av benet.



Figur 37: Muskelfäste i musklerna på framsidan av benen.

Appendix 7

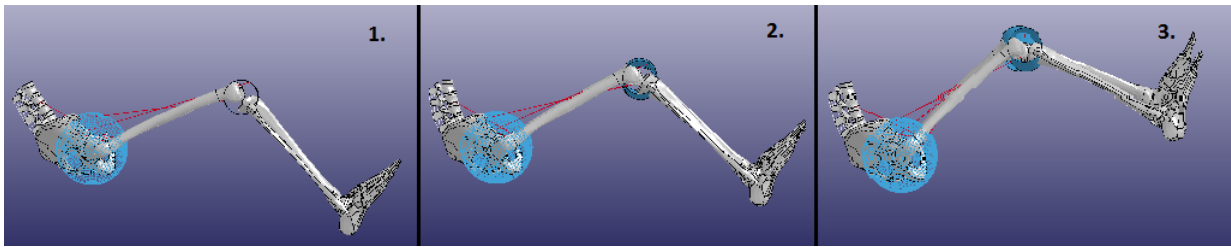
Muskellängd

Ursprungsposition		Full flexion (Böjda ben)			Full extension (Raka ben)		
Muskel	Elementlängd [mm]	Ny längd [mm]	Ändring (+/-) [mm]	Ändring (+/-) (%)	Ny längd [mm]	Ändring (+/-) [mm]	Ändring (+/-) (%)
Adductor longus	197,548	234,625	37,077	18,768603	248,287	50,739	25,68439
Adductor magnus	-	-	-	-	-	-	-
-Adductor magnus distal	397,977	481,337	83,36	20,945934	339,269	-58,708	-14,7516
-Adductor magnus ischial	308,902	386,145	77,243	25,005665	238,216	-70,686	-22,883
-Adductor magnus middle	193,03	267,946	74,916	38,810548	131,831	-61,199	-31,7044
-Adductor magnus proximal	110,311	170,721	60,41	54,763351	65,9501	-44,3609	-40,2144
Biceps femoris long head	449,498	486,157	36,659	8,1555424	415,668	-33,83	-7,52617
Biceps femoris short head	240,164	201,999	-38,165	-15,89122	261,59	21,426	8,921404
Gastrocnemius lateral head	468,669	418,224	-50,445	-10,76346	487,956	19,287	4,115271
Gastrocnemius medial head	461,041	427,251	-33,79	-7,329066	473,957	12,916	2,801486
Gluteus maximus	-	-	-	-	-	-	-
-Gluteus maximus superior	215,214	261,686	46,472	21,593391	170,663	-44,551	-20,7008
-Gluteus maximus middle	184,258	229,841	45,583	24,738682	158,303	-25,955	-14,0862
-Gluteus maximus inferior	139,812	188,725	48,913	34,984837	140,17	0,358	0,256058
Iliacus	217,597	158,59	-59,007	-27,11756	205,453	-12,144	-5,58096
Pectineus	111,327	106,47	-4,857	-4,362823	158,062	46,735	41,97993
Psoas	269,348	204,925	-64,423	-23,91813	278,462	9,114	3,383727
Rectus femoris	470,128	437,695	-32,433	-6,898759	515,858	45,73	9,727138
Sartorius	488,201	372,815	-115,386	-23,63494	551,453	63,252	12,95614
Semimembranosus	428,287	472,255	43,968	10,266013	402,287	-26	-6,0707
Semitendinosus	432,783	488,405	55,622	12,852168	411,034	-21,749	-5,02538
Vastus intermedius	362,467	371,249	8,782	2,4228413	330,83	-31,637	-8,72824
Vastus lateralis	438,311	445,507	7,196	1,6417567	406,921	-31,39	-7,16158
Vastus medialis	372,471	378,367	5,896	1,582942	341,924	-30,547	-8,20118

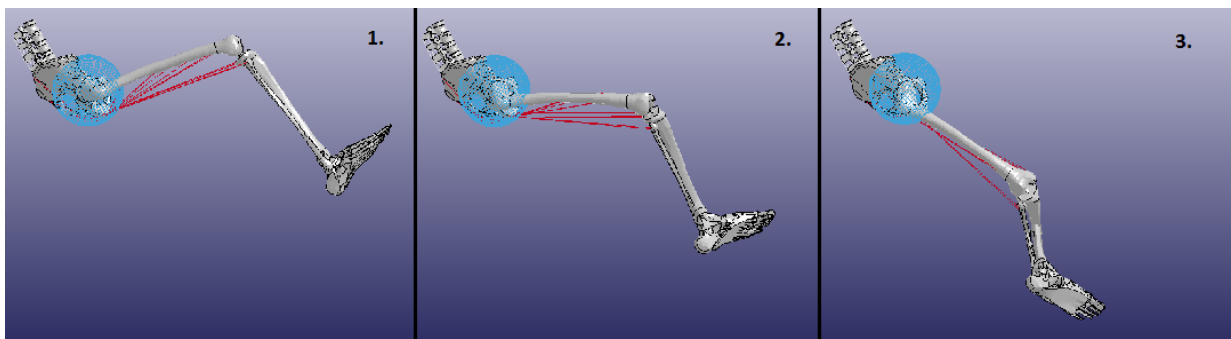
Figur 38: Muskelnas längdändring från ursprungspositionen jämfört med modellens extrempositioner vid full flexion och full extension av höft och knä.

Appendix 8

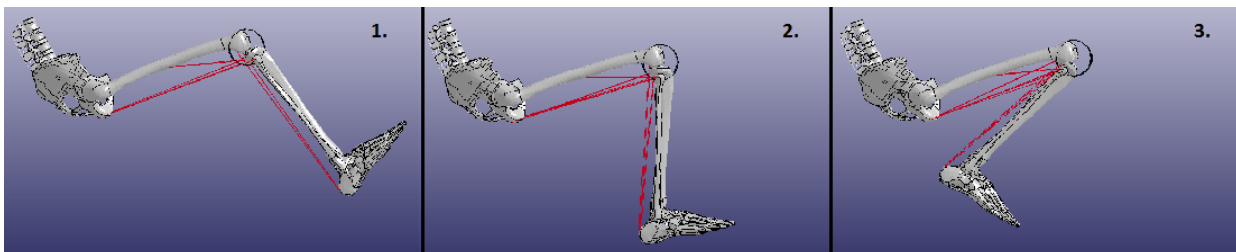
Rörelsesimuleringar



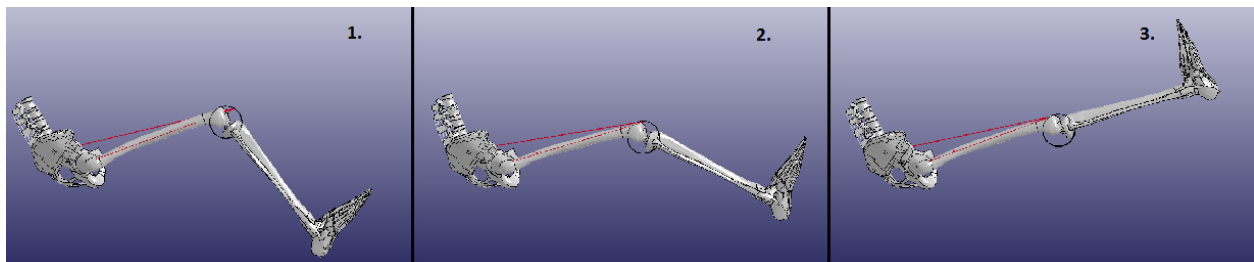
Figur 38: Höftflexion med uppställning enligt tabell 6.



Figur 39: Höftextension med uppställning enligt tabell 6.



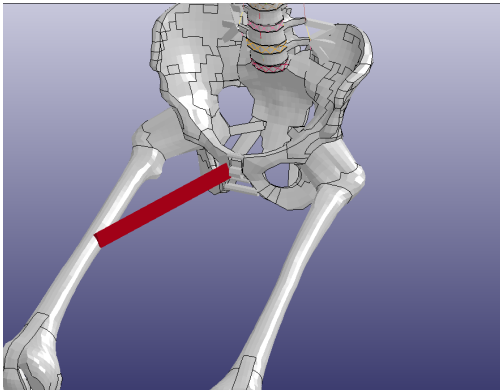
Figur 40: Knäflexion med uppställning enligt tabell 6.



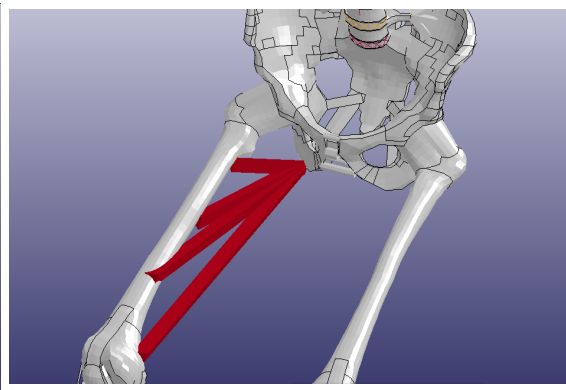
Figur 41: Knäflexion med uppställning enligt tabell 6.

Appendix 9

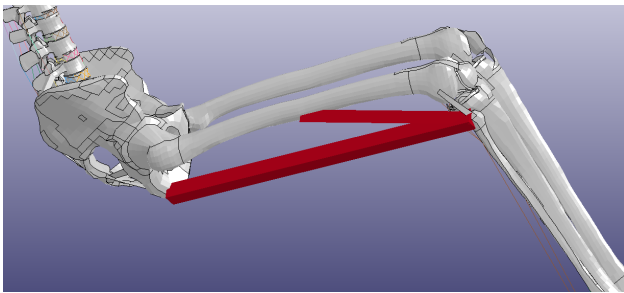
De applicerade musklerna



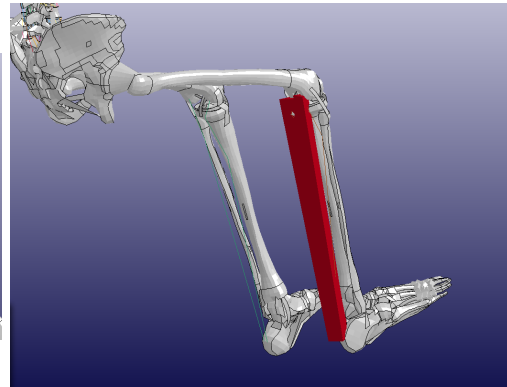
(a) Adductor longus



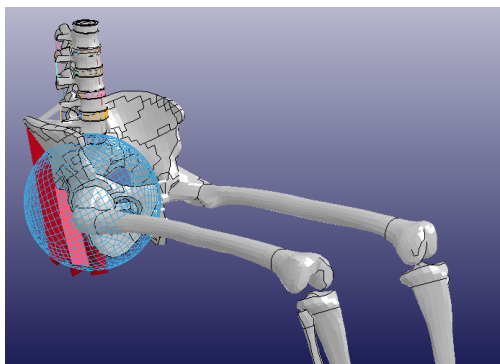
(b) Adductor magnus



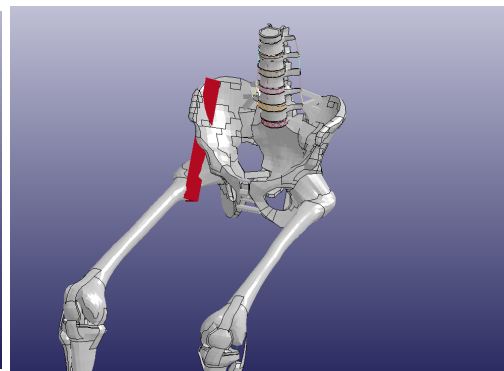
(c) Biceps femoris



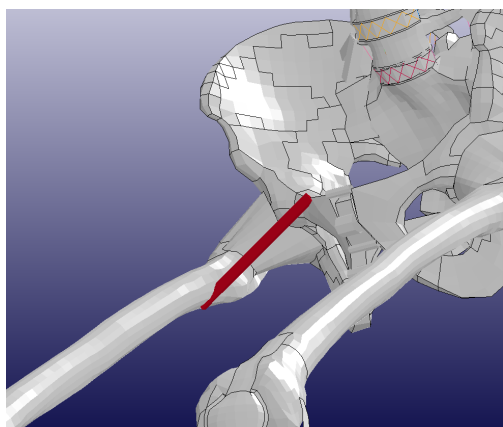
(d) Gastrocnemius



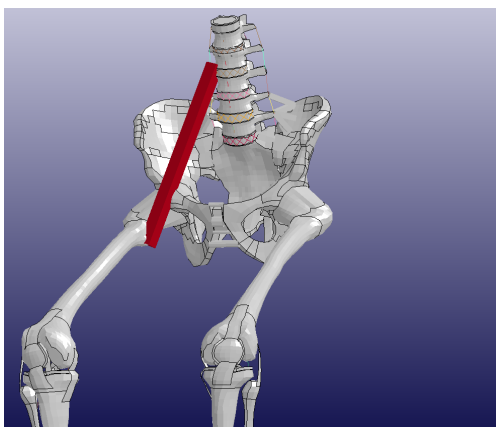
(e) Gluteus maximus



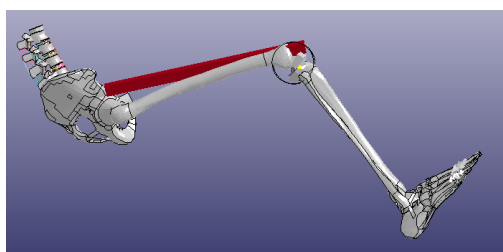
(f) Iliacus



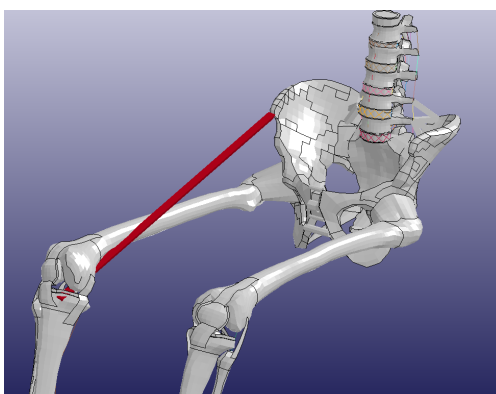
(g) Pectineus



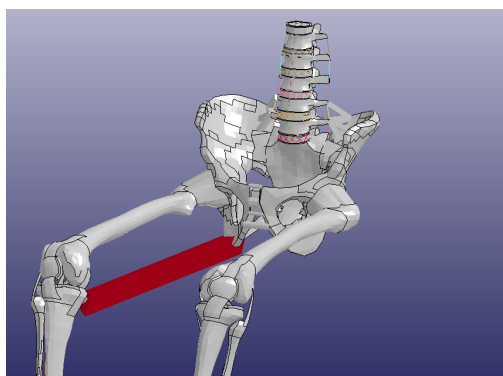
(h) Psoas



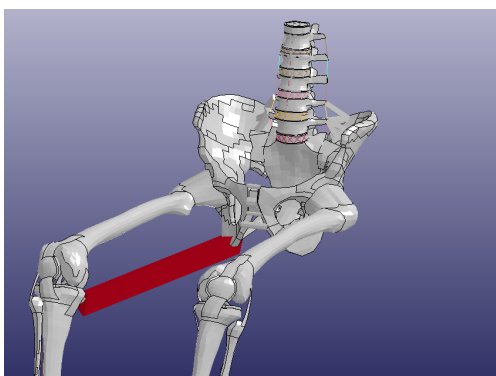
(i) Rectus femoris



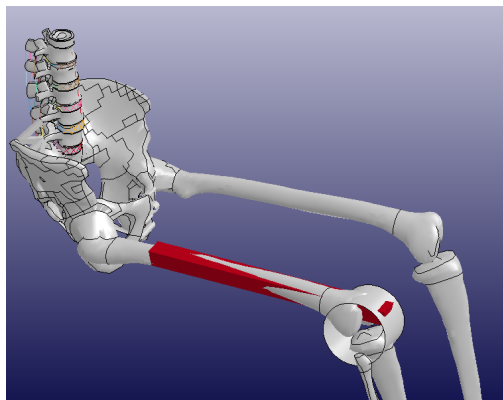
(j) Sartorius



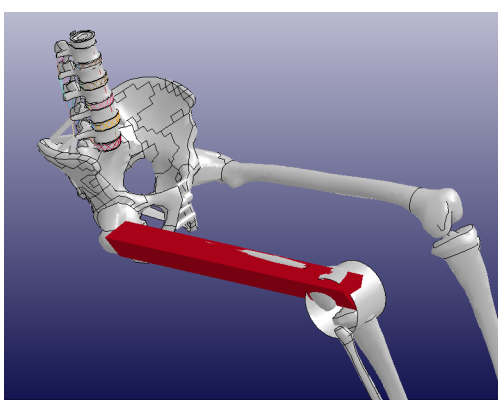
(k) Semibransus



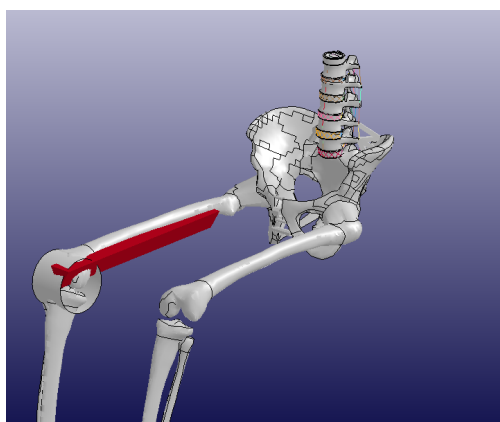
(l) Semimembranosus



(m) Vastus intermedius



(n) Vastus lateralis



(o) Vastus medialis

Appendix 10

Implementerade geometrier

Tabell 14: Id-numrering för alla modellerade parter exklusive muskler

Namet på parten	Part-ID
Gångjärn vänster knäled	2100-2102
Gångjärn höger knäled	2200-2202
Cylinder höger knä	4100
Cylinder vänster knä	4200
Sfär höger höft	6100
Sfär vänster höft	6200

